Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Friedrichsheim
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Heipertz

Abteilung für
Wirbelsäulenerkrankungen und klinische Rehabilitation
Leiter: Prof. Dr. E. Schmitt

Dehnungsmessungen an der Interartikularportion

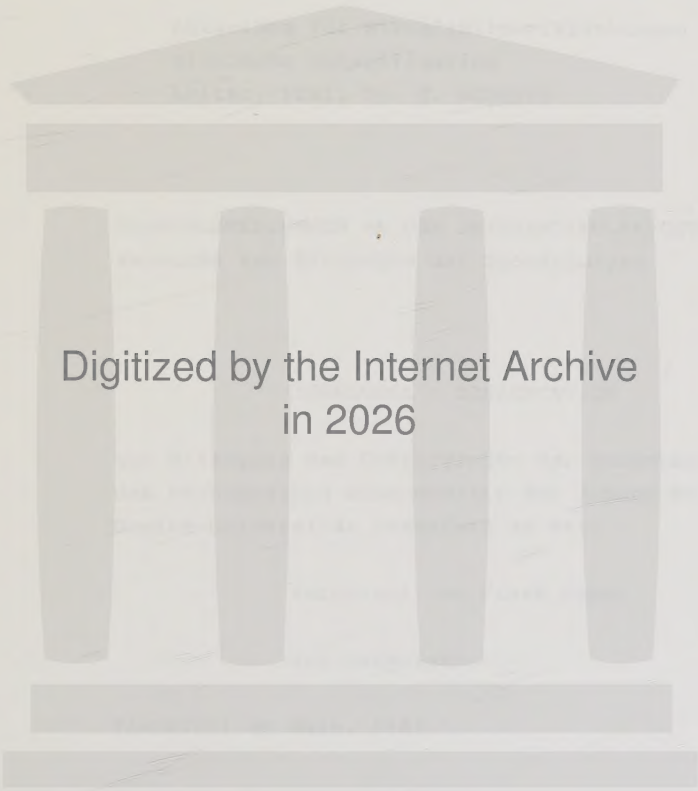
Versuche zur Ätiologie der Spondylolyse

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Frank Weber
aus Darmstadt

Frankfurt am Main, 1983

UNIV.
LEIDEN
BIBL.



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41523704_0033

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
Friedrichsheim
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. W. Heipertz

Abteilung für Wirbelsäulenerkrankungen und
klinische Rehabilitation
Leiter: Prof. Dr. E. Schmitt

DEHNUNGSMESSUNGEN AN DER INTERARTIKULARPORTION
Versuche zur Ätiologie der Spondylolyse

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin der Johann Wolfgang
Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von Frank Weber

aus Darmstadt

Frankfurt am Main, 1983

Dekan: Prof. Dr. H. J. Müller
Referent: Prof. Dr. E. Schmitt
Korreferent: Prof. Dr. G. Thomalske

Tag der mündlichen Prüfung: 10. November 1983

Besonderen Dank gebührt an dieser Stelle Herrn Prof. Dr. Schmitt, durch dessen Anregung und stetige Förderung diese Arbeit erst möglich wurde.

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
1 PROBLEMSTELLUNG	1
2 LITERATURÜBERBLICK	1
2.1 Die kongenitale Hypothese	2
2.2 Die Traumahypothese	2
2.3 Die Dysplasietheorie	3
2.4 Die trophostatische Theorie	4
3 UNTERSUCHUNGSGUT UND METHODIK	8
3.1 Theoretische Überlegungen	8
3.2 Versuchsaufbau	10
3.2.1 Versuchseinrichtung	10
3.2.2 Problematik von Messungen mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen an Knochen	11
3.2.3 Schaltung der Dehnungsmeßstreifen	14
3.3 Versuchsdurchführung	16
3.3.1 Untersuchungsgut	16
3.3.2 Fixation und Präparation	17
3.3.3 Einbettung	18
3.3.4 Versuchsdurchführung	19
4 ERGEBNISSE	21
4.1 Auswertungsmodus	21
4.2 graphische Darstellungen	22
4.3 Resultate	22
5 DISKUSSION	34
6 ZUSAMMENFASSUNG	37
7 SCHRIFTTUM	38
8 ANHANG	43

1 PROBLEMSTELLUNG

Die trophostatische Theorie der Spondylolisthesis faßt die Kontinuitätsdurchtrennung der Interartikularportion, die Spondylolyse, als Ermüdungsbruch auf. Es gibt etliche experimentelle Untersuchungen, in denen an Hand von Kinder- oder Erwachsenenwirbelsäulen, an Hand ganzer Lendenwirbelsäulenpräparate oder einzelner Wirbel (Pfeil 1971, Cyron et al. 1976, Cyron und Hutton 1978) versucht wurde, eine Fraktur der Interartikularportion zu erzeugen. Andere untersuchten den Einfluß bestimmter Bewegungsmuster, z. B. der Hyperlordosierung, mit oder ohne axiale Belastung, eventuell kombiniert mit Torsion, auf den Kraftfluß in der Lendenwirbelsäule (Groher 1980, Niethard 1981, Suezawa und Jacob 1981). Bei all diesen Untersuchungen konzentrierten sich die Autoren auf den Wirbelbogen L5, da die Spondylolyse in 60 - 80% dort lokalisiert ist (Zippel 1980).

In der vorliegenden Arbeit geht es darum, zu prüfen, ob sich die übrigen Interartikularportionen der Lendenwirbelsäule - L2 bis L5 wurden untersucht - grundsätzlich genauso wie das Zwischengelenkstück L5 verhalten, oder ob die Beanspruchung der Interartikularportion L5 in quantitativer und/oder in qualitativer Hinsicht eine Sonderstellung einnimmt. Die Untersuchung fand exemplarisch an fünf Präparaten ohne Anspruch auf statistische Aussagekraft statt.

2 LITERATURÜBERBLICK

Zur Ätiologie der Spondylolyse wurden in den vergangenen 100 Jahren im wesentlichen vier Hypothesen aufgestellt, von denen man die beiden letzteren auch als Theorien bezeichnen kann: die kongenitale, die traumatische, die dysplastische und die trophostatische.

UNIV. LIBRARY

2.1 Die kongenitale Hypothese

Sie ist die älteste und fand zahlreiche Anhänger. Basierend auf den Ergebnissen von Rambaud und Renault 1864 erklärt sie die Spondylolyse als Hemmungsmißbildung: Die Verknöcherung des Wirbelbogens soll von einem kleinen vorderen und einem etwas größeren hinteren Knochenkern ausgehen. Deren Verschmelzung unterbleibt.
Die kongenitale Hypothese wird indirekt unterstützt durch die Tatsache, daß Fehlbildungen im Lumbosacralbereich häufig sind und daß Spondylolysen oft mit Fehlbildungen einhergehen, was auch von Untersuchungen aus jüngster Zeit bestätigt wird. So fand z. B. Eisenstein 1978 in 11,8% eine Spina bifida bei Spondylolyseskeletten; Härle und Hitzler fanden 1980 sogar in 52% eine Spina bifida occulta bei Männern mit Spondylolisthesis.
Diese Erklärung konnte aber nicht aufrechterhalten werden, da nach Töndury 1955 der seitliche Wirbelbogen, ausgehend von einem Knochenkern an seiner Innenseite, perichondral und nicht enchondral ossifiziert. Außerdem ist noch nie ein Neugeborenes mit kongenitaler Lyse gefunden worden (Töndury 1955, Mosimann 1961, Wiltse 1962, Newman 1963).

2.2 Die Traumahypothese

Traumatische Spondylolyse/-olisthesis bedeutet frische, symmetrische Fraktur beider Interartikularportionen (Taillard 1980). Das ist aber extrem selten der Fall (Schreiber 1974), so daß diese Annahme nicht als allgemeingültige Erklärung für das Wirbelgleiten gelten kann. Häufiger dagegen sind traumatisch bedingte, spondylolisthesisähnliche Zustände, die meist auf übersehenen Bogen- oder Gelenkfortsatzfrakturen beruhen (Schreiber 1974, Schöllner 1980). Desgleichen beobachtet man öfters die traumatische Umwandlung einer präexistierenden Spondylolyse in eine Olisthese oder eine traumatisch be-

dingte Zunahme der Gleitstrecke einer vorbestehenden Spondylolisthesis (Schreiber 1974, Taillard 1980, Thümler und Hupfauer 1980).

2.3 Die Dysplasietheorie

Sie wurde von Brocher formuliert und stützt sich im Kern auf Ergebnisse radiologischer Studien. Die Anlage zur Bogendysplasie, vererbt durch einen autosomal-dominanten Faktor mit variabler Penetranz, führt, analog zur Hüftdysplasie, zu einem funktionell minderwertigen Wirbelbogen mit Neigung zu pathologischer Ausdifferenzierung und vorzeitigem Zerfall. Ein dysplastischer Wirbelbogen manifestiert sich morphologisch durch eine Verlängerung der Interartikularportion mit "... Knickung, Verschmälerung, Ausziehung und fakultativen Auflösungsprozessen" (Brocher 1980). Er hält die Dysplasie für die beste Erklärung der Entstehung der Spondylolisthesis, weil*

1. die Spondylolisthesis bei der Geburt fehlt,
2. sich dieselbe in der Regel zwischen Geburt und dem zehnten Lebensjahr einstellt,
3. keine Zunahme der Häufigkeit der Spondylolisthesis im Alter zwischen 10 und 80 Jahren erfolgt,
4. die Wirbelbogendysplasie häufiger als die Spondylolisthesis ist.

Tatsächlich ist die Dysplasietheorie mit nahezu allen Befunden und Beobachtungen vereinbar. Ungeklärt bleibt allerdings das histologische Substrat der Dysplasie, obwohl sich hier elektronenmikroskopische Befunde anzudeuten scheinen (s. u.). Daneben wies Schlüter 1965 darauf hin, daß man oft erhebliche Dysplasien im Zwischengelenkteil beobachtet, ohne daß im weiteren Verlauf Spondylolisthesen auftreten; wie es andererseits auch etliche Fälle von Spondylolysen gibt, bei denen der Wirbelbogen außer der seitlichen Unterbrechung keine Anzeichen einer

---

*Nr. 1 bis 4: wörtliches Zitat Brocher 1980

Dysplasie aufweist (Zippel 1980). Für die Elongation der Interartikularportion mit Verschiebung der Wirbel ohne Spaltbildung (Pseudospondylolisthesis nach Junghanns) postulierte Schlüter Umbauvorgänge. Dieser Gedanke wurde von Zippel und Runge 1976 (s. u.) aufgegriffen, die die Isthmuselongation als Resultat der Reparationsphase einer primären Spondylolyse auf Grund eines Ermüdungsbruchs verstehen.

Läßt die Dysplasietheorie also in Bezug auf die Entstehung der Spondylolisthesis ohne Lyse viele Möglichkeiten offen, so kommt sie auch nicht ohne Zuhilfenahme mechanischer Faktoren aus, um zu erklären, warum bei Dysplasien in mehreren Höhen nicht überall Lysen auftreten oder warum die Spondylolyserate bei bestimmten Spitzensportlern (s. u.) und oberhalb von Spondylodesestellen (Rombold 1965) erhöht ist.

2.4 Die trophostatische Theorie

Sie faßt die Spondylolyse als Überlastungsschaden, d. h. als schleichende Fraktur, als Ermüdungsbruch der Interartikularportion auf. In Deutschland wurde sie zuerst von Meyer-Burgdorff 1931 vertreten, der einen chronischen Umbau im Zwischengelenkstück annahm und diesen mit Überlastungsschäden an anderen Skeletteilen verglich. Er führte die Überlastung auf eine Hyperlordosierung der Lendenwirbelsäule zurück. Andere Autoren, z. B. Nathan 1959, hielten den Druck, den der untere Gelenkfortsatz des oberen und der obere Gelenkfortsatz des unteren Wirbels auf die Interartikularportion ausüben, für entscheidend (Zangeneffekt).

Es gibt in der Tat Indizien, die sogar an einen Einfluß der physiologischen Lendenlordose auf die Existenz der Spondylolyse denken lassen: Die Spondylolyse tritt nur beim Menschen auf (Wiltse 1962); nur der Mensch besitzt den aufrechten Gang. Von 143 erwachsenen Patienten, die wegen angeborener oder früh-

kindlich erworbener Leiden nie Laufen gelernt hatten, fanden Rosenberg et al. 1981 keinen einzigen Fall von Spondylolyse oder -olisthesis. Demgegenüber beträgt die Häufigkeit der Spondylolyse in der erwachsenen Durchschnittsbevölkerung 5 - 7% (Zippel 1980). Das Neugeborene mit seiner geraden Wirbelsäule weist ebenfalls keine Spondylolyse auf (s. o.). Sie entwickelt sich erst nach dem Laufenlernen. So beschrieben Wertzberger und Peterson 1980 die Entstehung einer Spondylolisthese bei einem 18 Monate alten Mädchen, das mit 13 Monaten zu laufen begonnen hatte. Schließlich gibt es zahlreiche Beobachtungen, die auf eine erhöhte Spondylolysehäufigkeit bei lumbaler Hyperlordosierung - gleich welcher Ätiologie - hindeuten: Spondylolysen nach traumatisch entstandenem Gibbus (Meyer-Burgdorff 1931, Merki 1969), bei Patienten mit Hüftgelenksarthrodesen (8,3%; Breitenfelder und Embacher 1980) oder mit Morbus Scheuermann (13%, Niethard 1980).

In eine ähnliche Kategorie fallen Untersuchungen, die eine erhöhte Spondylolyserate bei Artisten und Leistungssportlern nachweisen, so unter anderen Brauer 1955 (vergl. Brauer 1961 und Steinbrück u. Springorum 1980), Rompe und Dreyer 1972, Luther und Legal 1975, Schwerdtner et al. 1976, Krämer und Brenner 1978, Bozdech 1980, Groher 1980, Steinbrück et al. 1980. Stellvertretend seien die Befunde von Steinbrück et al. aufgeführt: Sie fanden bei Speerwerfern 47,4%; bei Hoch- und Stabhochspringern 26,3%; bei Ringern 23,8%; bei Delphinschwimmern 23,7% und bei Gewichthebern 17,0% Spondylolysen. Die erwähnten Disziplinen beinhalten in ihrem sportartspezifischen Bewegungsmuster auch Hyperlordosierungen, eventuell in Verbindung mit Torsion. Dieser Kombination erkannten Rompe und Krahl 1975 eine besondere Rolle zu.

Vergleichbar zu beurteilen sind Berichte über Spondylolysehäufungen bei Schwerarbeitern (Raynal et al. 1977) und bei Soldaten, die Gewaltmärsche mit schwerem Gepäck durchführen mußten (Newman 1963).

Auf Grund klinischer Beobachtungen halten Wiltse

et al. 1975 die Spondylolyse für einen Ermüdungsbruch mit einigen Eigentümlichkeiten:

1. Die Spondylolyse tritt in früherem Alter auf als andere Ermüdungsbrüche.
2. Es gibt eine vererbbare Prädisposition.
3. Es entsteht in der Regel kein Kallus.
4. Die Spondylolyse entwickelt sich weniger nach wiederholten, ungewohnten Belastungen als vielmehr nach ständigen alltäglichen Mikrotraumen.
5. Der Defekt verheilt nicht.

In etlichen biomechanischen Untersuchungen wurde versucht, eine Fraktur der Interartikularportion künstlich zu erzeugen. Pfeil setzte 1971 kindliche Wirbelsäulen axialer, rhythmischer Dauerbelastung im Sinne einer Hyperlordosierung aus und erzielte Frakturen des Zwischengelenkstücks. Cyron und Mitarbeiter erhielten 1976 Brüche der Pars interarticularis, nachdem sie einzelne Lendenwirbel senkrecht zu den Gelenkflächen der unteren Gelenkfortsätze (Scherkraft) belastet hatten. Mit derselben Versuchsanordnung produzierten Hutton et al. 1977 Ermüdungsbrüche durch zyklische Belastung (100/min) mit relativ geringer Kraft (570 $\pm$ 190N), um so Bedingungen zu simulieren, wie sie beim Gehen mit schwerem Gepäck vorliegen. An einem größeren Untersuchungsgut konnten Cyron und Hutton 1978 ihr Ergebnis wiederholen.
Groher konnte 1980 bei zyklischen Lordosierungsversuchen ohne axiale Belastung keine Fraktur erzeugen. Er hält die Spondylolyse für eine aseptische Nekrose, verursacht durch ständige Irritation der versorgenden Gefäße im Rahmen von Hyperlordosierungen, die so zu einer Mangeldurchblutung des Isthmus führen. Diese Auffassung wird von Arct 1980 bestätigt, der auf das Fehlen arterieller Anastomosen im zentralen Isthmusabschnitt hinwies.
Lamy et al. erzielten 1975 Brüche durch Scherkräfte auf den oberen und auf den unteren Gelenkfortsatz.

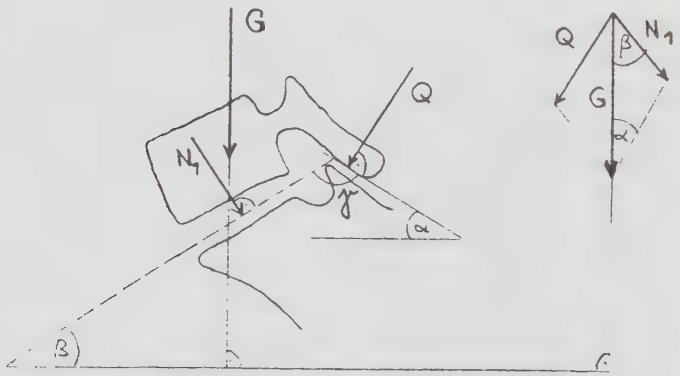
Sie wiesen bei Belastung durch eine Scherkraft auf den unteren Gelenkfortsatz und durch eine Zugkraft auf den Dornfortsatz ein Spannungsmaximum in der Interartikularportion nach.
Die posterioren Elemente spielen keine große Rolle bei rein axialer Belastung (Hutton und Cyron 1978), insbesondere tritt kein knöcherner Kontakt zwischen den unteren Enden des oberen Gelenkfortsatzes und der Lamina des Wirbelbogens ein. Andererseits spielen sie eine bedeutsame Rolle bei Komplexbelastungen, besonders in Extension (Lin et al. 1978).
Histologischen Betrachtungen kommt naturgemäß ein hoher Stellenwert zu. Krenz und Troup fanden 1973 einen breit ausgebildeten Kortikalissaum im anterolateralen und im posteromedialen Teil der Interartikularportion, der an ihrer engsten Stelle am breitesten ist. Dorthin lokalisierten sie auch das Maximum der Scherkräfte zwischen den Gelenkfortsätzen. Des weiteren beobachteten sie parallel angeordnete Sponiosabälkchen, die die vom unteren Rand des nächsthöheren Gelenkfortsatzes übertragenen Druckkräfte auffangen.
Auf Grund ihrer feingeweblichen Befunde an kindlichen Präparaten bezeichneten Zippel und Runge 1976 die Spondylolyse als fibrös-knorpelige Pseudarthrose und faßten sie als Ermüdungsbruch auf. Bei Erwachsenen diagnostizierte Mosimann 1961 eine Synchondro-Desmose - d. h. wohl: eine Narbe - und wies darauf hin, daß es sich um einen Endzustand eines abgelaufenen pathologischen Prozesses handelt. In einer jüngeren elektronenmikroskopischen Studie verglich Oe 1981 Spondylolysepräparate mit Pseudarthrosen von Röhrenknochen. Er fand sowohl in den Strukturen der elektronenmikroskopischen Matrix als auch in der Morphologie der Zellen und Organellen deutliche Unterschiede zwischen beiden, z. B. wesentlich dickere kollagene Fibrillen bei der Pseudarthrose. Daher hält er die Spondylolyse für eine Kontinuitätsunterbrechung des Wirbelbogens mit knöcherner Dysplasie; möglicherweise hervorgerufen durch Kräfte, die wäh-

rend der Ausbildung der Wirbelsäulenkrümmungen auftreten.
Die Befunde und Ergebnisse der experimentellen und klinischen Studien von Niethard 1981 und von Suezawa und Jacob 1981 werden in den folgenden Kapiteln ausführlich erörtert.

3 UNTERSUCHUNGSGUT UND METHODIK

3.1 Theoretische Überlegungen

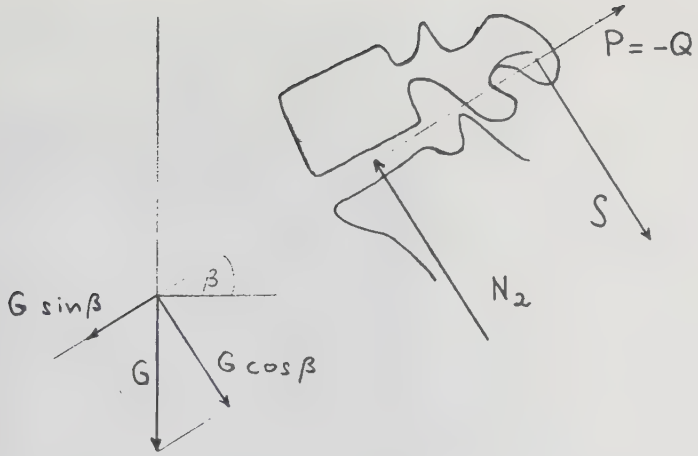
Setzt man voraus, daß die Bandscheibe in transversaler Richtung keine Kraft überträgt und vernachlässigt man die Reibung in den Wirbelgelenken, so kann man das Gewicht G wie folgt in zwei Komponenten zerlegen (Suezawa und Jacob 1981, S. 20):



N_1 wirkt rechtwinklig zur mittleren Bandscheibenebene

Q wirkt rechtwinklig auf den Spalt der Wirbelgelenke

Umfangreiche radiologische Untersuchungen von Suezawa und Jacob ergaben, daß die Summe aus der Neigung der Bandscheibenebene zur Horizontalen und aus der Neigung der Wirbelgelenkfläche L5/S1 zur Horizontalebene ($\alpha + \beta$) etwa 90° beträgt ($\alpha = 48{,}1°$; $\beta = 36{,}8°$). Damit wird γ ein rechter Winkel. Dies erlaubt, G so in Komponenten zu zerlegen, wie das Cyron et al. 1976 getan haben:



S Kraft der Rückenstrecker (M. erector spinae), wirkt rechtwinklig zur mittleren Bandscheibenebene, greift am Dornfortsatz an

N_2 Kompressionswiderstandskraft der Bandscheibe, wirkt rechtwinklig zur mittleren Bandscheibenebene

G Gewicht des oberen Körperteils - laut Hoffmann-Daimler 1969 beträgt der Anteil des Gesamtkörpergewichts im Querschnitt L5/S1 58% - einschließlich eventuell vorhandener Traglast

$P = -Q = P_1 + P_2$ Scherkraft. Sie drückt den Widerstand aus, den die Bandscheibe transversaler Verschiebung entgegensetzt (P_1) und der vom Wirbelbogen bei Belastung rechtwinklig zu den Facetten der unteren Gelenkfortsätze aufgebracht wird (P_2).

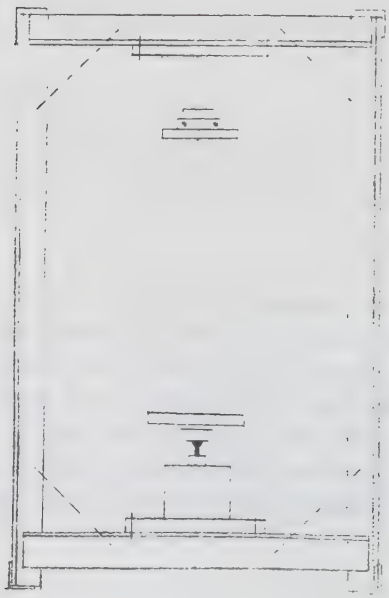
Im Kräftegleichgewicht gilt: $N_2 = S + G \cos\beta$, $P = G \sin\beta$. P_2 belastet das Zwischengelenkstück im Sinne eines Drehmomentes (Hoffmann-Daimler 1969), setzt es also einer Biegebeanspruchung aus. In dieser vereinfachenden zweidimensionalen Kraftflußanalyse hängt P nur vom Gewicht G und von dem Winkel β ab. Beide sind am lumbosacralen Übergang größer als sonst im Lendenbereich (Cyron et al. 1976).

Belastet man experimentell ein Lendenwirbelsäulenpräparat axial im Sinne von G, so ist demnach zu erwarten, daß die Beanspruchung des Zwischengelenkstücks mit steigender Prüfkraft zu-, bei Verkleinerung von β (Flexion) ab-, und bei Vergrößerung von β (Extension) zunimmt.

3.2 Versuchsaufbau

3.2.1 Versuchseinrichtung

Da für diesen Versuch keine geeignete Versuchsanordnung bestand, mußte eigens eine Versuchseinrichtung konstruiert werden. Sie besteht aus einem Rechteckrahmen, angefertigt aus stählernen Doppelwinkeln eines Baukastensystems. Die Prüfachse ist die lotrechte Symmetrieachse des Prüfrahmens. Die Prüfkraft wird als Druckkraft mit einer manuell betätigten Spindel, die in der Mitte des oberen Querträgers befestigt ist, aufgebracht. Sie wird gemessen von einer Drcukmeßdose in der Mitte des unteren Querträgers. Die Wirbelsäule wird zwischen zwei Druckplatten, die auf Kugelgelenken gelagert sind, zentrisch oder exzentrisch belastet.



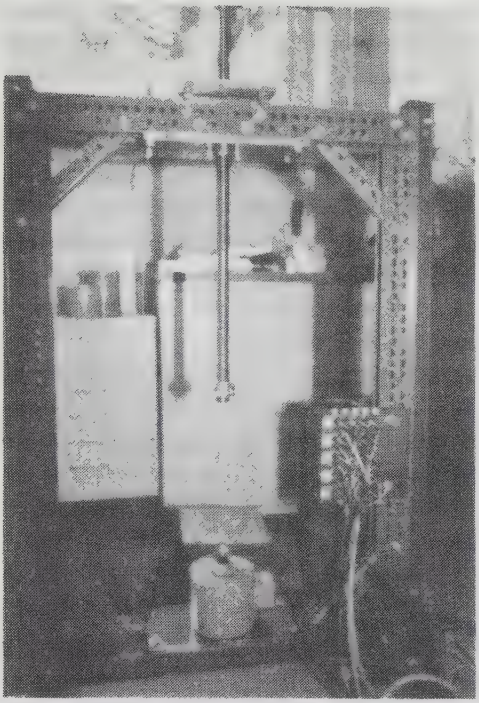


Photo 1: Prüfrahmen

3.2.2 Problematik von Messungen mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen an Knochen

Dehungsmeßstreifen (genauer: Widerstandsdehnungsmeßstreifen) sind Aufnehmer zur elastischen Dehnungsmessung. Bei den hier verwendeten Foliendehnungsmeßstreifen handelt es sich um dünne Metallfolien, die auf einen Kunststoffträger aufgebracht sind. Aus der Metallfolie wird das Meßgitter mit Hilfe der Photoätztechnik herausgeätzt. Das Meßgitter ändert seinen elektrischen Widerstand proportional zur Längenänderung der Probe; zwischen der relativen Widerstandsänderung $\Delta R/R_o$ und der Dehnung ε besteht also ein linearer Zusammenhang (Macherauch 1970): $\Delta R/R_o = k \varepsilon$. Der Proportionalitätsfaktor k (k-Faktor) ist eine experimentell fest-

gestellte Kenngröße der verwendeten Dehnungsmeßstreifen und repräsentiert deren Empfindlichkeit.

Üblicherweise wird der Begriff "Dehnung" ($\varepsilon = \Delta 1/1_o$) als Oberbegriff für Längenänderung per se gebraucht. Verkürzung, d. h. Stauchung, wird demzufolge als negative Dehnung aufgefaßt und in Koordinatensystemen entsprechend negativ aufgetragen. Bei dem hier zu Rede stehenden Versuch wurden allerdings fast ausschließlich Stauchungen gemessen, die dann abweichend von den geschilderten Gepflogenheiten als positiv in den entsprechenden graphischen Darstellungen aufgetragen wurden.

Um zu exakten Meßwerten zu gelangen, ist eine möglichst vollständige Übertragung der an der Oberfläche der Probe auftretenden Verformung auf den Meßstreifen erforderlich: eine gute Klebung, i. e. eine sorgfältige Anpassung des Dehnungsmeßstreifens an die morphologischen Besonderheiten der Probe ist nötig. Anders ausgedrückt: Das Auflösungsvermögen der Dehnungsmeßstreifen richtet sich in erster Linie nach der Sorgfalt, mit der sie mit Spezialklebern auf das Präparat aufgeklebt werden (Macherauch 1970).

Der Meßstreifen stellt eine ebene, abwickelbare Fläche dar. Die dorsale Oberfläche des Zwischengelenkstücks, auf die er aufgeklebt werden muß, enthält eine flache Mulde, ist gekrümmt und von zahlreichen kleinen Rauhigkeiten und Unebenheiten durchzogen, die interindividuell und in Bezug auf Segmenthöhe und Seite auch intraindividuell verschieden sind. Sie stellt keine abwickelbare Fläche dar. Somit besteht die Gefahr, daß sich der Dehnungsmeßstreifen beim Aufkleben plastisch verformt und deshalb unzuverlässige Meßwerte liefert. Dies schränkt prinzipiell die Applikation von Dehnungsmeßstreifen an biologischen Materialien wie Knochen ein. Trotzdem sind die erhaltenen Meßwerte durchaus verwertbar.

Anmerkung:
Aus diesem Grunde wurden Dehnungsmeßstreifen gewählt, die laut Prospekt der Herstellerfirma Hottinger Baldwin Meßtechnik (HBM) "... so flexibel sind, daß sie praktisch um Kanten geklebt werden können". Der

kleinste Krümmungsradius der verwendeten Dehnungsmeßstreifen des Typs HBM 3/120 LY 11, den sie ertragen, ohne äußerlich sichtbare Defekt zu erleiden, beträgt 0,3 mm. Dies bezieht sich allerdings nur auf abwickelbare Flächen.

Claes und Gerngroß haben 1981 bei Messungen am Oberschenkelhals derartige Unebenheiten der Applikationsfläche mit Dehnungsmeßstreifenklebstoff (HBM X 60) aufgefüllt. Wir verzichteten bewußt auf diese Möglichkeit, da wir die dadurch bedingte Verringerung der Oberflächendehnung für einen stärkeren verfremdenden Effekt halten als die durch die subtile Anpassung des Dehnungsmeßstreifens an die anatomischen Gegebenheiten möglicherweise zu erwartenden Unzuverlässigkeiten. Durch Vorversuche an definierten Knochenproben haben Claes und Gerngroß die Erniedrigung der Dehnung durch die geschilderte Applikationsweise quantifiziert. Sie beträgt nach ihren Ergebnissen maximal 12%. Bei Messungen an der Interartikularportion ist dies nicht ohne weiteres möglich.

Wie bereits oben erwähnt, wurden die Meßstreifen auf die dorsale Oberfläche des Isthmus der Interartikularportion geklebt, da sich dort nach Schlüter 1965 und Lamy et al. 1975 der Ort der höchsten Beanspruchung befindet. Spondylolysen treten bevorzugt dort auf. Die Dehnungsmeßstreifen wurden also in bzw. auf jene kleinen Gruben geklebt, die Suezawa und Jacob 1981 kaudal der oberen Gelenkfortsätze beschrieben und deren Belastung durch eine von hinten-oben nach vorn-unten wirkende Kraft sie für einen entscheidenden Faktor für die Entstehung der Spondylolyse halten (S. 40). In diese Gruben werden nach Suezawa und Jacob die kaudalen Enden der Gelenkfortsätze des nächsthöheren Wirbels bei extremer Extension und axialer Belastung eingedrückt. Sie beobachteten diesen Bewegungsablauf bei ihrem erfolgreichen Versuch, durch axiale Kompression von frischen Lendenwirbelsäulenpräparaten (L4 bis S1) in Extension Frakuren der Interartikularportion zu erzeugen (s. u.).

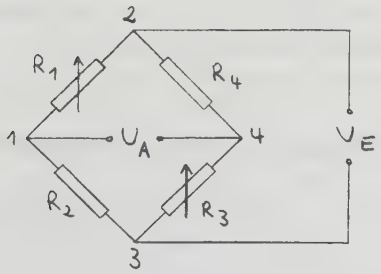
Nach Niethard 1981 (S. 46) beträgt der Durchmesser der Interartikularportion L3 9,5 mm. Er nimmt

nach kaudal zu (L4: 10,2 mm rechts; 10,0 mm links; L5 10,8 mm rechts; 10,7 mm links). Im Unterschied zu Niethard selbst benützten wir deshalb Dehnungsmeßstreifen mit einem Meßgitter von 3 x 1,4 mm^2. Der Meßgitterträger hatte die Ausmaße von 8,3 x 4,7 mm^2 (Typ HBM 3/120 LY 11, s. o.). Niethard (S. 49) verwendete Meßstreifen des Typs HBM 0,6/120 LY 11 mit einem Meßgitter von 0,6 x 1,0 mm^2 und einem Meßgitterträger von 5,0 x 3,2 mm^2.
Größere Dehnungsmeßstreifen haben kleineren gegenüber den Vorteil, daß sie bereits selber in ihrem Kontaktbereich die Dehnung ausmitteln und weniger punktförmig messen. Sie geben daher unseres Erachtens das bessere Meßsignal. Außerdem ist die Position eines größeren Dehnungsmeßstreifens besser standardisierbar, was ohnehin angesichts der geschilderten anatomischen Besonderheiten schwierig ist.
Da alle Versuche bei einer konstanten Raumtemperatur von 22° C stattfanden und sich auch die Temperatur des Präparates während des Versuchs nicht änderte, spielte der Temperaturgang für die Auswahl der Dehnungsmeßstreifen keine große Rolle, zumal die Referenztemperatur für die technischen Daten der Dehnungsmeßstreifen 23° C beträgt. Gewählt wurden Meßstreifen mit einem Temperaturgang angepaßt an Stahl. Zusätzlich wurden im Rahmen der Wheatstone'schen Brückenschaltung Temperaturkompensationsdehnungsmeßstreifen eingesetzt.
Aufgeklebt wurden die Dehnungsmeßstreifen mit einem kalthärtenden Schnellklebstoff (HBM Z 70) und danach mit einem Abdeckmittel (HBM NG 150) bestrichen, um sie gegen Störeinflüsse abzuschirmen. Zuvor wurde die Interartikularportion gereinigt und mit Aceton entfettet.

3.2.3 Schaltung der Dehnungsmeßstreifen

Die Wirbelbögen der Segmente L2 bis L5 erhielten rechts und links je einen Dehnungsmeßstreifen. Aus

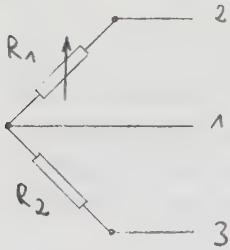
praktischen Gründen wurden die 3 x 2 Meßstreifen der Höhen L2 bis L4 jeweils paarweise in je einer Wheatstone'schen Vollbrücke wie folgt verschaltet (vergl. Hoffmann 1974):



R_1, R_3: aktive Dehnungsmeßstreifen
R_2, R_4: passive Dehnungsmeßstreifen
U_E: Brückeneingangsspannung
U_A: Brückenausgangsspannung

Die aktiven Dehnungsmeßstreifen befanden sich auf dem Präparat. Die passiven wurden auf eine am Prüfrahmen angebrachte Schaltleiste aufgeklebt. Sie dienen der Temperaturkompensation und zum Ausgleich von anderen Störeffekten, z. B. Feuchtigkeit.
Legt man an die Eckpunkte 2 und 3 eine bekannte Spannung U_E an, so entsteht zwischen den Eckpunkten 1 und 4 die Brückenausgangsspannung U_A, deren Wert von den Verhältnissen der Widerstände R_1:R_2 und R_4:R_3 abhängt. Zu Beginn des Versuchs werden die Brückenschaltungen einzeln abgeglichen. Abgleichen bedeutet, die Widerstände so gegeneinander einzuregulieren, daß beide als Spannungsteiler fungierenden Widerstandspaare die Eingangsspannung U_E im gleichen Verhältnis unterteilen: R_1:R_2 = R_4:R_3. Zwischen den Lötpunkten 1 und 4 fließt dann kein Strom, d. h. U_A = 0. Ändern die aktiven Dehnungsmeßstreifen auf Grund mechanischer Beanspruchung ihren Widerstand, so verstimmt sich die Schaltung und am Ausgang erscheint die Spannung U_A. Sie ist der Dehnung proportional und somit Maß der Längenänderung. Bei dieser hier verwendeten Vollbrücke addieren sich die gleich-

sinnigen Widerstandsänderungen von R_1 und R_3 (Vorzeichenregel). Daher müssen die entsprechenden Meßwerte halbiert werden, um die Dehnung einer einzelnen Interartikularportion zu erhalten. Es gilt:
$\varepsilon = \frac{1}{2} (4/k\ U_A/U_E)$. Mit anderen Worten: Die Vollbrücke mißt das arithmetische Mittel der Dehnungen der Interartikularportionen rechts und links.
Die beiden Dehnungsmeßstreifen von L5 rechts und L5 links wurden in je einer "Halbbrücke" verschaltet, so daß hier seitengetrenntes Messen möglich ist:



R_1: aktiver Dehnungsmeßstreifen
R_2: passiver Dehnungsmeßstreifen

Hier wird der fehlende Teil der Brückenschaltung durch Festwiderstände ersetzt, die sich eigens dazu im Meßgerät befinden. Hier gilt:

$$\varepsilon = \frac{4}{k} \frac{U_A}{U_E}$$

Die einzelnen Meßstellen wurden an einen Meßstellenumschalter angeschlossen. Ihre Signale wurden von einem Meßverstärker mit Analoganzeiger verstärkt, der mit dem Umschalter in Reihe geschaltet war. Die Skala dieses Gerätes ist in Dehnungswerten geeicht (Einheit: 1 µm/m). Die k-Faktoren des Gerätes und der gewählten Dehnungsmeßstreifen stimmten überein (k = 2). Mit Hilfe des Umschalters wurde der Meßverstärker so kalibriert, daß ein Vollausschlag des Verstärkers im Meßbereich 500 µm/m einer Dehnung bzw. Stauchung von 1 Promill entsprach.
Die Kraftmeßdose wurde mit einer eigenen Meßstelle angeschlossen. Sie wurde mit einem mechanischen Kraftaufnehmer geeicht.

3.3 Versuchsdurchführung

3.3.1 Untersuchungsgut

Das Untersuchungsgut wurde vom Zentrum der Rechtsmedizin der Universität Frankfurt zur Verfügung ge-

stellt. Nähere Auskunft gibt folgende Tabelle:

Nummer	Geschlecht	Alter	Todesursache
1	m	40	Verkehrsunfall
2	w	24	Drogenintoxikation
3	m	38	Erhängen
4	w	32	Verkehrsunfall
5	m	30	Erhängen

Während der Sektion wurde die gesamte Lendenwirbelsäule mit dem Kreuzbein den Leichen entnommen. Weder anatomische Abwegigkeiten noch Traumen der Wirbelsäule noch allgemeine oder degenerative Erkrankungen des Skelettsystems noch Knochengeschwülste lagen vor.

3.3.2 Fixation und Präparation

Die Entnahme der Wirbelsäulen erfolgte im Mittel 24 Stunden nach dem Tode. Bis zum Versuch wurden die Präparate in dreiprozentigem Formalin fixiert. Dies ist unseres Erachtens die Minimalkonzentration, um einerseits autolytische Vorgänge zu verhindern und andererseits die mechanischen Eigenschaften der Knochen- und Bändergewebe so wenig wie möglich zu verfremden. Da es hauptsächlich darum geht, Beanspruchungen der einzelnen Interartikularportionen untereinander zu vergleichen und weniger darum, absolute Belastungsgrößen zu ermitteln, erscheint der Kompromiß gerechtfertigt.* Einen Tag vor dem Versuch wurden die Präparate gewässert, um Wechselwirkungen zwischen Formalin und Dehnungsmeßstreifenklebstoff zu verhindern.
In der Zwischenzeit wurde die Lendenwirbelsäule präpariert: Die gesamte Muskulatur, Nerven und Gefäße wurden entfernt. Sämtliche ligamentären Strukturen

---

* Suezawa und Jacob 1981 (S. 26f.) halten die Probleme der Applikation von Dehnungsmeßstreifen an derartigen Präparaten für zu groß und führten deshalb Messungen mit Dehnungsmeßstreifen nur am mazerierten Knochen durch. Diese Befürchtungen teilen wir nicht.

einschließlich der Gelenkkapseln blieben sorgfältig erhalten. Die Zwischengelenkstücke wurden darüber hinaus vom Periost befreit, um die Dehnungsmeßstreifen besser aufkleben zu können.
Der Intaktheit des Knochen-Bänder-Präparates kommt eine besondere Bedeutung zu, da Lamy et al. 1975 darauf aufmerksam gemacht haben, daß der Bandapparat zumindest Spannungsspitzen im Wirbelbogenbereich beeinflußt; was auch Niethard 1981 (S. 50) ausdrücklich betont. Allerdings ist diese Auffassung nicht ungeteilt. Die Bänderstrukturen sind im wesentlichen von kranial nach kaudal und nicht in Richtung der auftretenden Scherkräfte orientiert. Cyron et al. 1979 halten daher ihren Einfluß auf die Beanspruchung des Zwischengelenkstücks für unbedeutend.

3.3.3 Einbettung

Das lumbosacrale Knochen-Bänder-Präparat wurde unmittelbar vor dem Versuch am kranialen und kaudalen Ende in Gips eingebettet, d. h. in Plastikrohre eingegossen. (Zunächst stand neben Gips noch Palacos^{R} zur Debatte. Bei einem Vorversuch zeigte sich allerdings kein Unterschied zwischen Palacos^{R} und Gips.) Kranial wurden Th12 und L1 vollständig eingegossen. Kaudal reichte die Einbettung bis zur Kreuzbeinbasis. Dabei wurde versucht, eine Neigung der Kreuzbeinbasis gegen die Horizontale von etwa 35° einzuhalten, da dies nach Töndury 1955 und nach Suezawa und Jacob 1981, S. 20, der normale Neigungswinkel ist. Bei Spondylolysepatienten ist der interkorporelle Raum L5/S1 stärker zur Horizontalen geneigt: 45,4 $\pm$ 8,3° (Suezawa und Jacob, S. 79).
Diese Lage von L5 auf der geneigten Plattform des Kreuzbeins an der Grenze zwischen der beweglichen Wirbelsäule und dem vergleichsweise starren Becken wird in der Literatur allgemein als mechanischer Nachteil angesehen, so z. B. von Cyron et al. 1979. Dessen unbenommen können Spondylolysen auch in höher gelegenen Segmenten vorkommen (z. B. Luther und Legal 1975).

Bei der Einbettung blieben die Bandscheibe L5/S1 und die dorsalen Anteile der Bewegungssegmente L1/L2 und L5/S1 völlig frei beweglich. Mit der Wasserwaage wurde geprüft, ob das Präparat in der Frontal- und in der Horizontalebene senkrecht steht.
Das Aufkleben der Dehnungsmeßstreifen wurde in Kapitel 3.2.2 beschrieben.

3.3.4 Versuchsdurchführung

Das Präparat wurde auf die Druckplatte über der Kraftmeßdose gesetzt. Mit Senkblei und Wasserwaage wurde kontrolliert, daß das untere Kugelgelenk waagerecht steht und sich das Präparat in der Mitte befindet. Abgleichen der Meßbrücken.
Zunächst wurde die Wirbelsäule in habitueller Haltung axial belastet, d. h. senkrecht zur horizontalstehenden, eingebetteten Deckplatte L2. (Die Bezeichnung "habituelle Haltung" wird im folgenden synonym mit den Begriffen "Normalstellung" oder "Neutralstellung" gebraucht. Darunter wird diejenige Stellung des Lendenwirbelsäulenpräparates verstanden, die es von sich aus nach der Entnahme während der Autopsie eingenommen hat.) Hierbei wich die Wirbelsäule schon bei nicht allzu hohen Kräften (etwa ab 39 kp = 380 N) in die Hyperlordosierung aus.

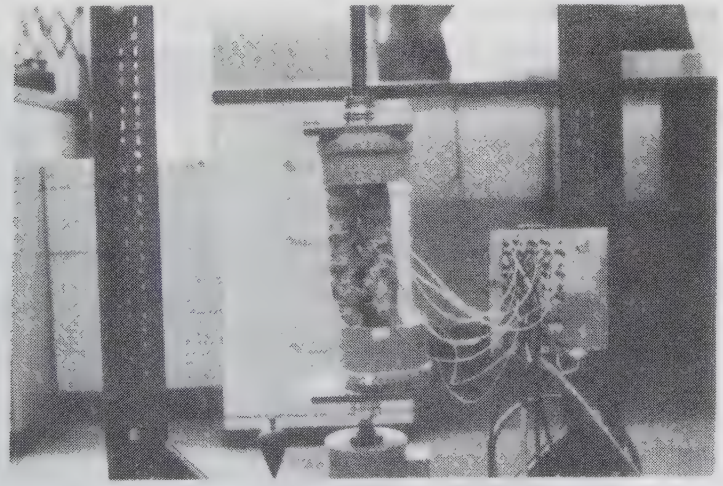


Photo 2: axiale Kompression des LWS-Präparates in Normalstellung

Grundsätzlich wurde die Prüfkraft nur bis etwa 70 kp (= 690 N) erhöht, um hier Verhältnisse zu simulieren die einer normalen Beanspruchung ohne besondere Belastung entsprechen.
Anschließend wurde das Präparat durch exzentrische Krafteinleitung, i. e. Prüfkraft 1 cm ventral der Wirbelkörpervorderkante, in die Kyphose gezwungen:

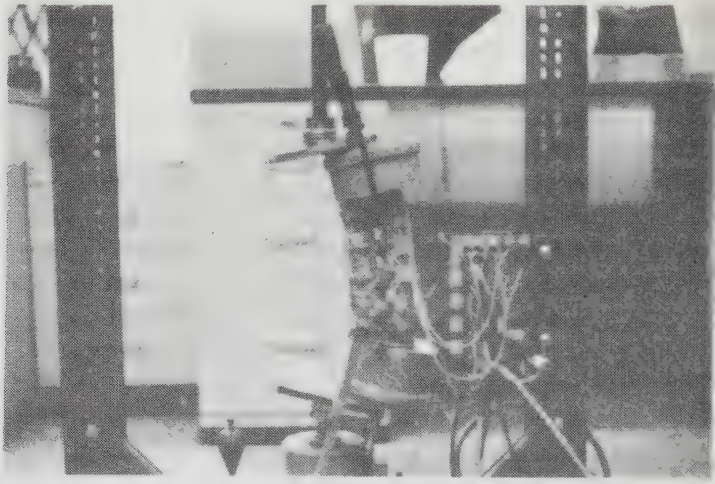


Photo 3: ventrale exzentrische Kompression des LWS-Präparates: Überführung in Kyphose

Danach wurde die Prüfkraft 1 cm dorsal der Dornfortsätze eingeleitet, so daß eine lordosierende Wirkung bestand:

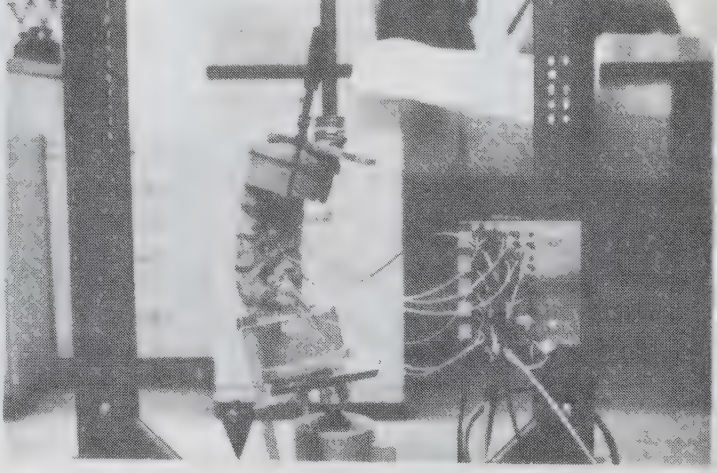


Photo 4: dorsale exzentrische Kompression des LWS-Präparates: Überführung in Lordose. Die Schraubzwingen auf Bild 3 u. 4 verhindern das Abrutschen des Präparates von der nun geneigten Fläche der Druckplatten.

In dieser Reihenfolge: Neutralstellung - Kyphose - Lordose wurde die Belastung mindestens dreimal wiederholt. Jede einzelne Kompression wurde abgebrochen, wenn sich kranial L1 und kaudal das Sacrum so weit schräg gestellt hatten, daß ein weiteres Aufbringen der Prüfkraft unmöglich wurde. Die Erhöhung der Prüfkraft erfolgte langsam; zwischen jeder Belastung erhielten die Bandscheiben Gelegenheit zur Erholung. Während des Versuchs wurde das Präparat feucht gehalten. Nach jedem Durchgang wurde die Wirbelsäule auf Brüche untersucht.
Suezawa und Jacob sahen 1981 (S. 35) bei einer entsprechenden Versuchsanordnung eine Fraktur der kaudalen Gelenkfortsätze L5, die sie auf eine Flexion des unteren Abschnitts der Lendenwirbelsäule zurückführten. Dies veranlaßte sie, ihre Methode zu ändern: Statt der gesamten Lendenwirbelsäule belasteten sie bei weiteren Experimenten nur noch L4, L5 und S1. Derartige Komplikationen beobachteten wir nicht, wohl weil unsere Prüfkraft niedriger war.

4 ERGEBNISSE

4.1 Auswertungsmodus

Es wurden insgesamt 2 100 Einzelmessungen durchgeführt. Die Auswertung wurde folgendermaßen vorgenommen: Die Meßsignale einer Meßstelle (1 Meßstelle entsprach 1 Brückenschaltung, d. h. für L2, L3, L4 je 1, für L5 rechts und L5 links je 1) bei einer Position des Lendenwirbelsäulenpräparates (Neutralstellung, Kyphose oder Lordose) und einer bestimmten Größe der belastenden Prüfkraft F wurden auf den Meßbereich 500 µm/m umgerechnet und das arithmetische Mittel der Meßwerte der verschiedenen Durchgänge (mindestens drei) bestimmt. Bei L2, L3 und L4 wurden die erhaltenen Ergebnisse halbiert (s. o.). Zuvor war der Meßverstärker so kalibriert worden, daß der Vollausschlag des Meßbereichs 500 µm/m einer Dehnung von einem Promill entsprach (s. o.). Die Größe der Dehnung konnte jetzt errechnet werden. Die nun er-

haltenen Mittelwerte der Dehnungen der einzelnen Interartikularportionen der Wirbelbögen L2 bis L5 sind in den folgenden Diagrammen in Abhängigkeit von der Prüfkraft F aufgetragen.
Bei Präparat Nr. 1 wurde bei der Sektion der erste Lendenwirbelkörper halb abgesetzt, so daß die Interartikularportion L2 mit eingebettet werden mußte.
Bei den Versuchen 3, 4 und 5 waren einzelne Meßstellen nicht abgleichbar, weil die Abgleichkapazität des Meßgerätes überschritten wurde. Dies lag vermutlich unter anderem daran, daß nicht immer Dehnungsmeßstreifen des gleichen Loses verwendet werden konten. So wurde bei Nr. 3 nur L2 rechts, bei Nr. 4 nur L2 links, bei Nr. 5 nur L4 links gemessen anstatt des Durchschnittes von rechts und links.

4.2 graphische Darstellungen

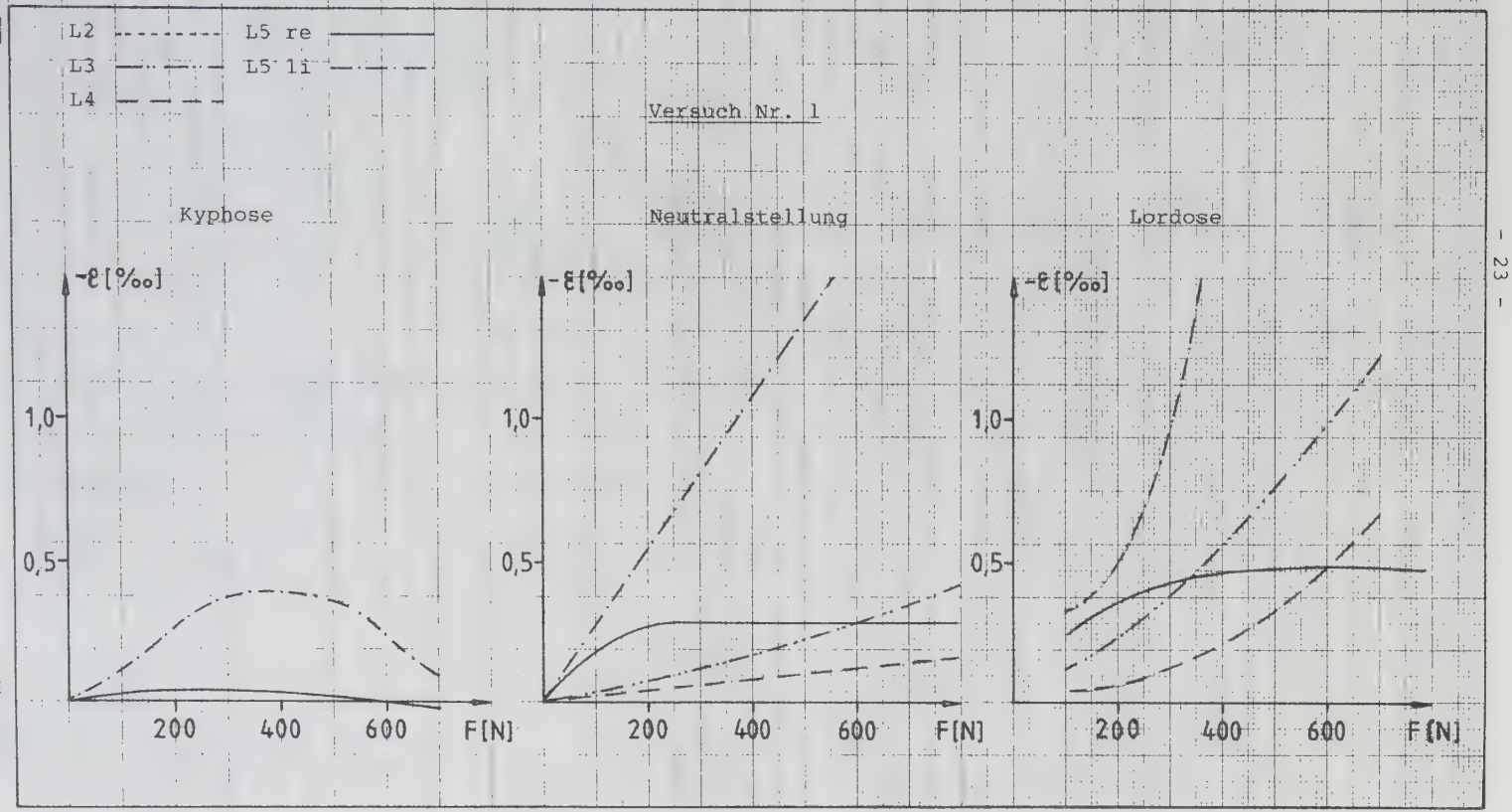
Es folgen die angekündigten Kraft-Weg-Diagramme für die Versuche 1 bis 5 auf den Seiten 23 bis 27.

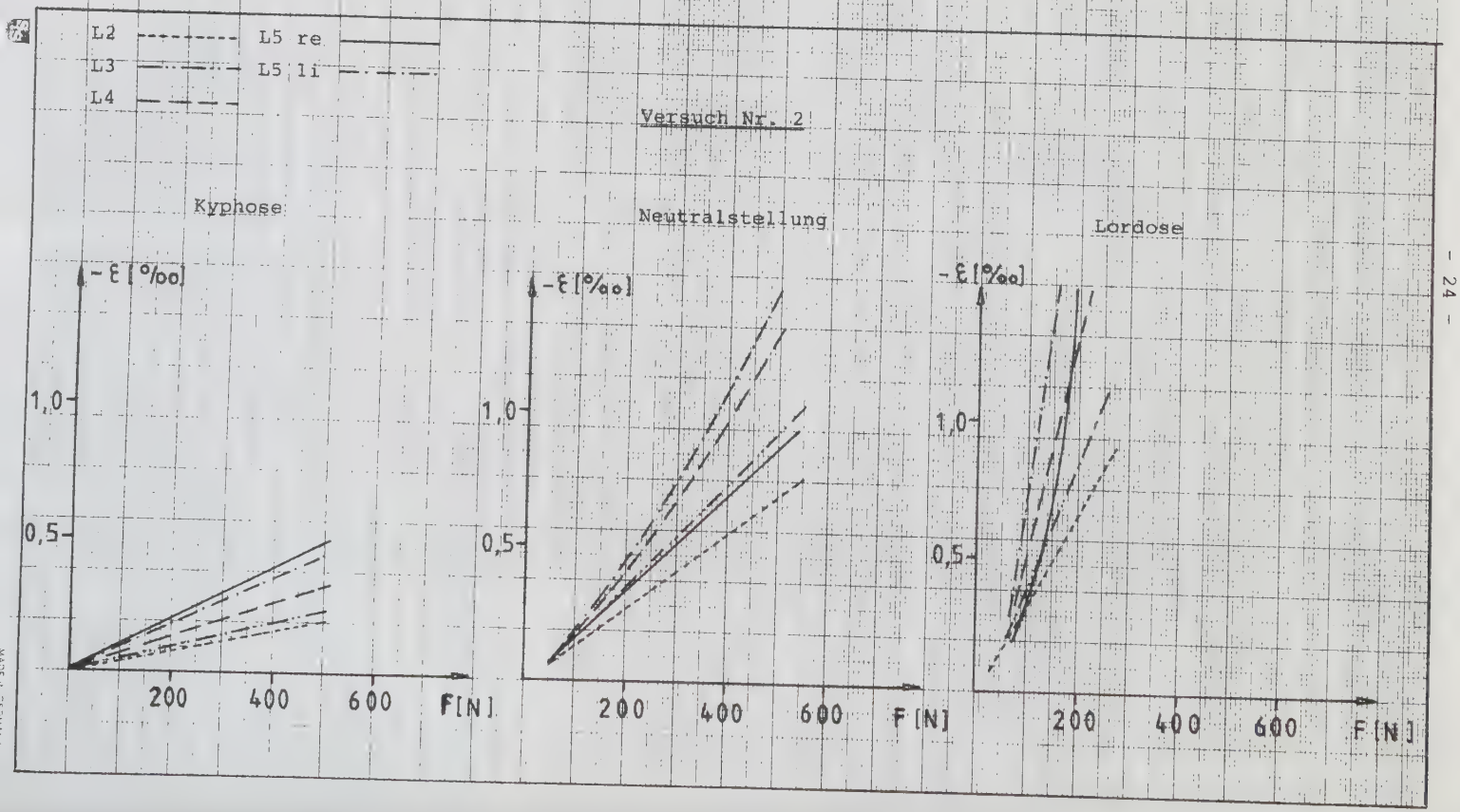
4.3 Resultate

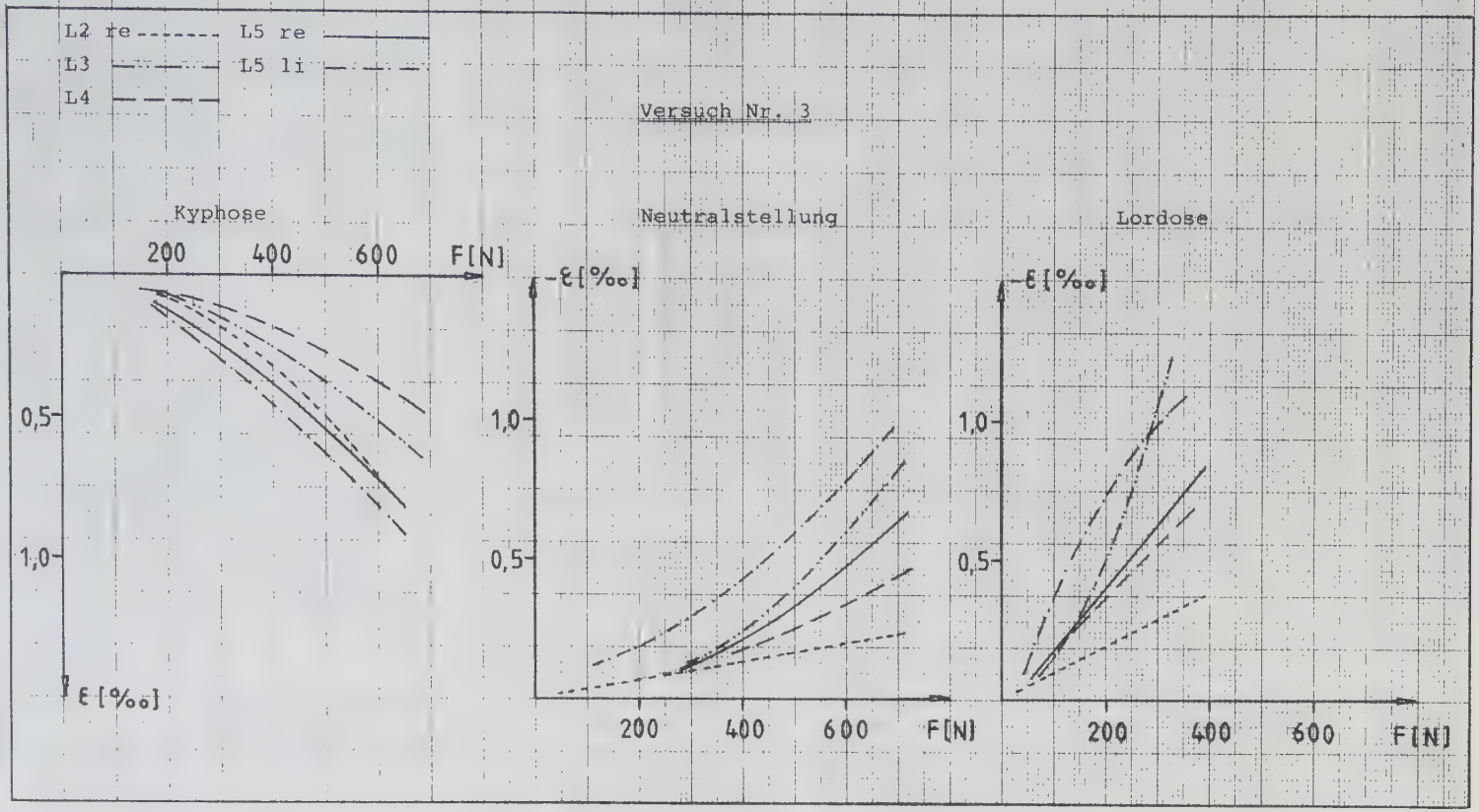
1. Es wurden fast ausschließlich negative Ausschläge, d. h. Stauchungen, gemessen. Ausnahme: die Kyphose in den Versuchen 3, 4 und 5.

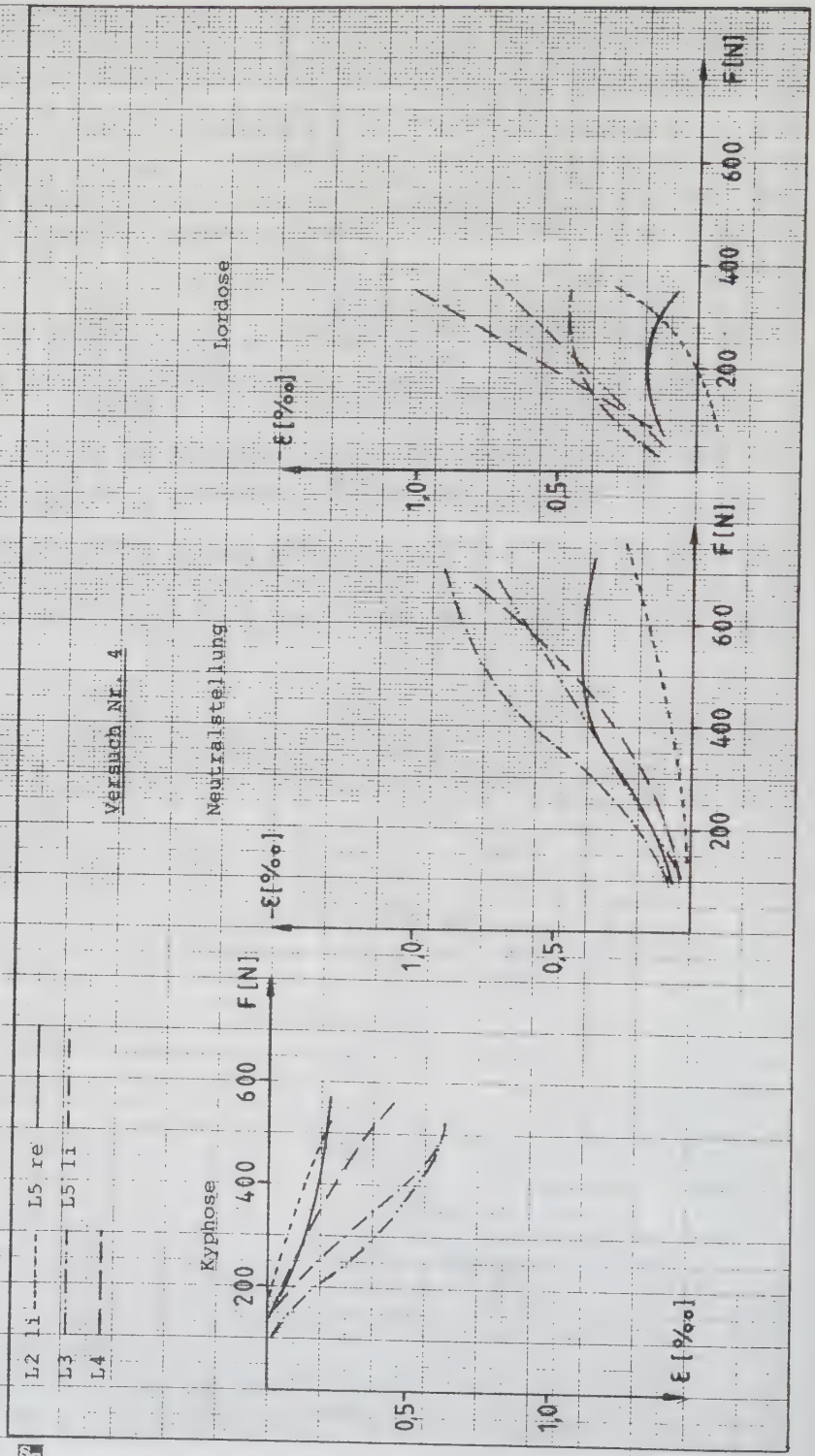
(Der Einfachheit halber wurden die Stauchungen als positiv betrachtet und in den obigen Diagrammen als positiv im ersten Quadranten des Koordinatensystems aufgetragen, s. o..)
Niethard hat dagegen 1981 bei der Beugung nach vorne, also in Kyphose, stets eine Dehnung beobachtet (S. 51). Er führte seine Bewegungsstudien aber ohne axiale Belastung durch. Tatsächlich wurde hier - in Übereinstimmung mit Niethards Resultaten - in der Kyphose bei den Versuchen 1 und 2 eine deutliche Abnahme der Stauchung und bei den Versuchen 3, 4 und 5

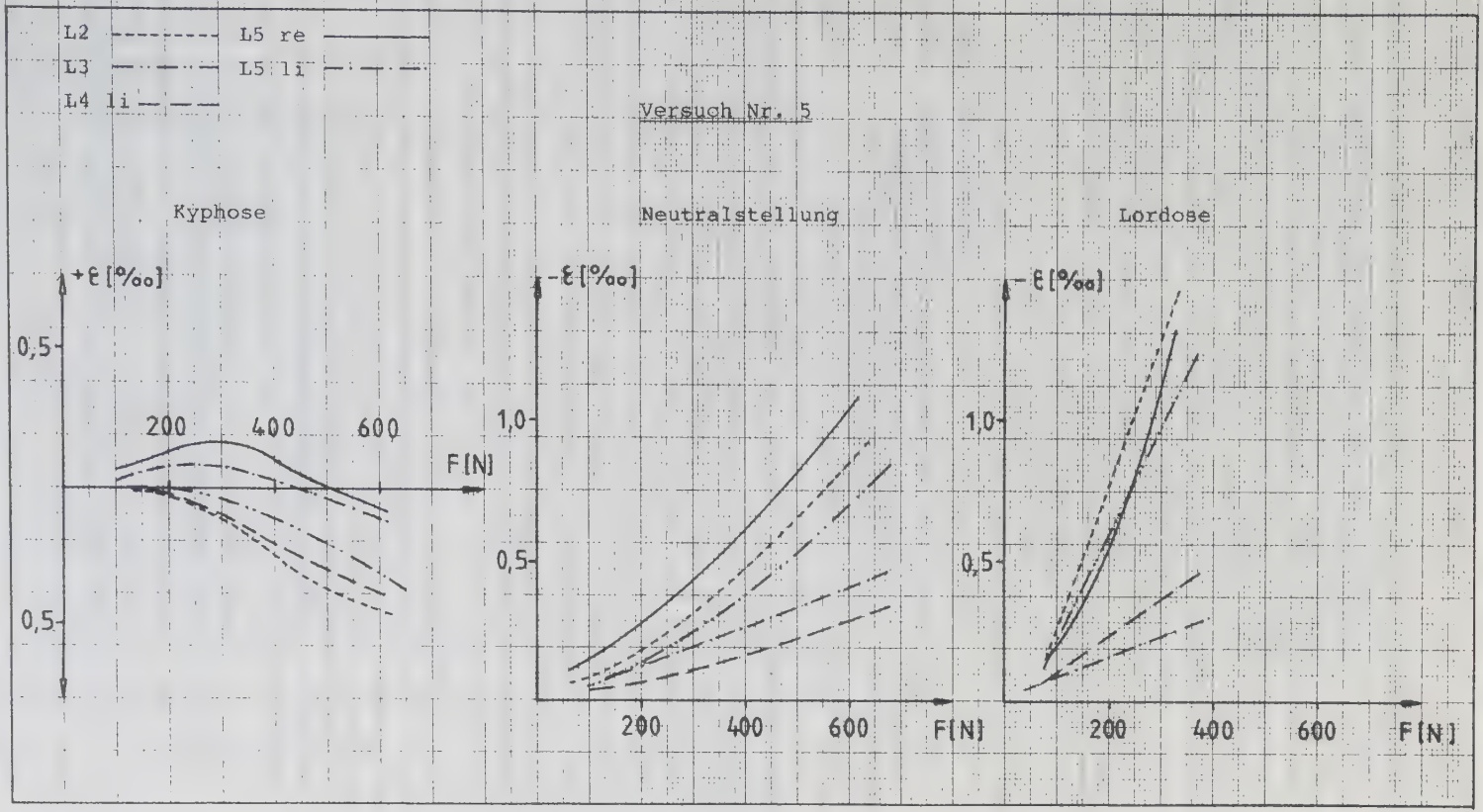
weiter auf S. 28


L2
L3
L4
L5 re
L5 li
Versuch Nr. 1
Kyphose
Neutralstellung
Lordose
-ε[‰]
1,0
0,5
200
400
600
F[N]


L2
L3
L4
L5 re
L5 li
Versuch Nr. 2
Kyphose
Neutralstellung
Lordose
-ε [‰]
1,0
0,5
200
400
600
F[N]


L2 re
L5 re
L3
L5 li
L4
Versuch Nr. 3
Kyphose
Neutralstellung
Lordose
200
400
600
F[N]
-ε[‰]
0,5
1,0
ε[‰]


L2 li
L3
L4
L5 re
L5 li
Versuch Nr. 4
Kyphose
Neutralstellung
Lordose
F [N]
200
400
600
0,5
1,0
ε [‰]
-ε [‰]


L2
L3
L4 li
L5 re
L5 li
Versuch Nr. 5
Kyphose
Neutralstellung
Lordose
+ε [‰]
-ε [‰]
-ε [‰]
0,5
0,5
1,0
0,5
1,0
0,5
200
400
600
F[N]
200
400
600
F[N]
200
400
600
F[N]

eine Dehnung registriert (vergl. Punkt 3). Bei axialer Belastung hat Niethard ebenfalls ohne Ausnahme Stauchungen gefunden (S. 55).
Bei den Versuchen 1 und 5 ist in der Kyphose - am ausgeprägtesten an den Zwischengelenkstücken L5 - ein Wechsel von Stauchung zu Dehnung bzw. eine deutliche Abnahme der Stauchung bei höherer Prüfkraft zu beobachten. Dieser Vorzeichenwechsel der Steigung beruht darauf, daß das Präparat erst zu dem durch den Lastwechsel angezeigten Zeitpunkt begann, sich in Kyphose einzustellen.

2. Mit zunehmender axialer Belastung nimmt die Stauchung der Interartikularportion in jeder Position, gleich ob habituelle Haltung, Kyphose oder Lordose, zu. (Bei den Versuchen 3, 4 und 5 nimmt in Kyphose die Dehnung zu.)

Im Unterschied zu den Ergebnissen von Schmitt und Engelhardt 1980 nimmt die Spannungsänderung auch bei Belastung in Neutralstellung deutlich zu. Es entspricht dies der Auffassung von Niethard 1981, (S. 55), "daß ... die Wirbelbogenstrukturen ... mit zunehmender axialer Belastung eine stetig anwachsende Tragefunktion zu erfüllen haben". Dies gilt für jedes Bewegungssegment.
Die Ergebnisse von Shah et al. 1978 werden hierdurch bestätigt: Sie fanden bei zentraler Kompression eines einzelnen vierten Lendenwirbels maximale Druckspannungen an der Basis der Pedikel und an der Interartikularportion. Die gemessenen Spannungsspitzen nahmen bei exzentrischer Belastung, die Extension bzw. Flexion simulierte, zu bzw. ab.
Suezawa und Jacob haben 1981 (S. 83) unter Berufung auf Hutton und Cyron 1978 gezeigt, daß bei alleiniger Belastung des Bewegungssegmentes L5/S1 mit einer Prüfkraft von 100 kp (= 980 N) rechtwinklig zur mittleren Bandscheibenebene L5/S1 diese axiale Belastung zu fast 100% durch die Bandscheibe aufgenommen wird. Sie sind weiterhin der Auffassung, daß

die dorsalen Elemente erst dann zunehmende axiale Belastung aufnehmen, wenn die unteren Gelenkfortsätze des oberen Wirbels in die Gruben der Lamina des Wirbelbogens des unteren Wirbels aufstehen, was - so Suezawa und Jacob - bei extremer Hyperlordosierung und bei axialen Belastungskräften über 150 kp (= 1 470 N) der Fall ist. Davon abweichende Resultate halten sie für das Ergebnis einer Versuchseinrichtung, die bei axialer Belastung keine transversale Verschiebung der Wirbel erlaubt, dadurch die in der senkrechten Belastungsachse liegenden Facetten zusammenpreßt, durch die dann irrtümlicherweise mehr axiale Belastung geleitet wird. Soweit Suezawa und Jacob.

Dieser Meinung kann nicht in dieser Ausschließlichkeit beigepflichtet werden, zumal unsere Versuchsanordnung eine transversale Verschiebung des Lendenwirbelsäulenpräparates erlaubte. Nur die Reibung zwischen unterem Einbettungsrohr und Druckplatte war zu überwinden. Schon bei geringen Kräften zeigte sich, daß die Zwischengelenkstücke gestaucht wurden, also axiale Belastung aufnahmen. Daß die aufgenommene Belastung zu gering ist, um eine tatsächliche Tragefunktion auszuüben, ist möglich; daß die Zwischengelenkstücke aber im Sinne einer Tragefunktion belastet werden, ist sicher. Diese Belastung nimmt in Hyperlordosierung zu, auch schon bevor die Gelenkfortsätze Kontakt mit der Lamina des unteren Wirbels aufnehmen. Wir haben die Berührung der Gelenkfortsätze mit der Lamina nicht beobachtet. Unsere Prüfkräfte lagen allerdings weit unter den von Suezawa und Jacob für nötig erachteten 1 470 N. Daß der Druck der Gelenkfortsätze auf die Lamina schließlich so groß werden kann, daß er eine Fraktur der Interartikularportion verursacht, bleibt davon unberührt.

Diese Erörterung leitet über zu Feststellung 3:

3. In der Lordose (Extension) ist die Stauchung des Zwischengelenkstücks höher als in habitueller Haltung, in der Kyphose (Flexion) ist sie am geringsten. Dies gilt für jedes Segment.

Auch dieses Ergebnis bestätigt Niethards (1981) Resultate und wurde von ihm erklärt (S. 51f.): In der Kyphose bremsen die Gelenkkapseln, die Ligamenta interspinalia, supraspinale und flava den Bewegungsausschlag der Wirbelbogengelenke. Ihre Entfaltung wird gehemmt, was zur vermehrten Biegebeanspruchung des Zwischengelenkstückes führt, die sich als Abnahme der Stauchung oder als Dehnung äußert. In der Lordose dagegen sind die dorsalen ligamentären Strukturen entspannt; der Kraftfluß wird ausschließlich knöchern übertragen.
Suezawa und Jacob (S. 32ff.) haben bei ihrem Vergleich zwischen der Dehnung in der Interartikularportion und der Dehnung in der Bogenwurzel in Extension eine größere Zugdehnung der Interartikularportion gefunden.* Aus den beiliegenden Abbildungen geht aber hervor, daß sie in Lordose durchaus auch - allerdings betragskleinere - Stauchungen gemessen haben, ohne darauf im Text einzugehen. Im Unterschied zu Niethard und dem hier zu besprechenden Versuch haben sie die ganze Zirkumferenz des Zwischengelenkstücks mit kleinsten Dehnungsmeßstreifen beklebt. Diejenigen Meßstreifen, die sich auf der dorsalen Oberfläche der Interartikularportion befanden, zeigten eine Stauchung an. Suezawa und Jacob betonen aber die größere Zugdehnung der Interartikularportion in Extension im Vergleich zur Bogenwurzel.

Ungeachtet dieser Interpretationsunterschiede kommen sie zu derselben Schlußfolgerung, die auch aus der obigen Feststellung gezogen werden kann: Die Interartikularportion ist in extremer Extension unter

---

*Suezawa und Jacob sprechen von Zug- und von Druckdehnung, ohne dies näher zu definieren. Wahrscheinlich meinen sie mit Zugdehnung Dehnung und mit Druckdehnung Stauchung.

axialer Belastung am meisten gefährdet. Es gelingt ihnen, in einer entsprechenden Versuchsanordnung isolierte Frakturen des Zwischengelenkstücks zu erzeugen (vergl. Erörterung zu Punkt 2). Sie benötigten dazu Kräfte von 200 bis 1 200 kp (= 1,96 bis 11,77 kN, s. S. 38ff.). Ihrer Meinung nach wird der Bruch durch ein Biegemoment verursacht. Es wird ausgeübt durch den Druck der unteren Gelenkfortsätze L4 und durch den Gegendruck der Fortsätze S1 (S. 40f.). Allerdings wird die Interartikularportion auf jeden Fall einer Biegebeanspruchung unterworfen, auch ohne die Annahme der Berührung der Gelenkfortsätze mit der Lamina zu treffen. Für diese Berührung sind ja extreme Voraussetzungen nötig.

4. Die Stauchung des Zwischengelenkstücks L5 ist höher als die aller anderen Interartikularportionen. Die Höhe der Prüfkraft spielt keine Rolle, ebensowenig die Stellung des Präparates.

Die Interartikularportion L5 wird also qualitativ genauso wie die übrigen Zwischengelenkstücke beansprucht. Quantitativ nimmt sie eine Sonderstellung ein, die hier weniger deutlich zum Ausdruck kommt als bei Schmitt und Engelhardt 1980, die z. B. in Lordose einen deutlichen Spannungsanstieg ausschließlich bei L5 beobachteten. Hier droht der Wert der obigen Feststellung durch zwei Tatsachen eingeschränkt zu werden:

a) Es bestehen erhebliche Seitenunterschiede zwischen der Stauchung L5 rechts und L5 links.

b) Es besteht keine klare Reihenfolge der Stauchungen von L2 bis L5; tatsächlich war die Reihenfolge bei jedem Versuch eine andere.

Zu a): Gewisse Seitendifferenzen sind zu erwarten, da eine völlige Symmetrie, d. h. eine ideal zentrische Belastung, unter experimentellen Bedingungen nicht möglich ist. So ergaben sich schon Seitendifferenzen bei Messungen am Phantom, das primär zur

Überprüfung der elektrischen Meßanordnung gedacht war. (Phantom: kreisrundes Rohr aus homogenem Stahl; die Stauchung zweier genau gegenüberliegender Punkte wurde gemessen.)
Niethard hat zudem 1981 nachgewiesen (S. 52), daß der Kraftfluß an der Interartikularportion von der Ausrichtung der Gelenkfacetten abhängt: Interartikularportionen auf der Seite frontal eingestellter Gelenkfacetten werden bei Bewegungen in der Sagittalebene wesentlich geringer belastet, d. h. hier weniger gestaucht, als solche mit sagittal eingestellten Facetten. Derartige Facettenasymmetrien sind im lumbosacralen Bewegungssegment häufig: bei den oberen Gelenkfortsätzen L5 in 23%, bei den Gelenkfortsätzen S1 in 60% der Fälle (S. 38).
Die Seitenunterschiede der Stauchungen haben also methodische wie morphologische Gründe. Es muß angenommen werden, daß solche asymmetrischen Belastungen auch in vivo vorkommen, was das Auftreten von einseitigen Spondylolysen erklären könnte (vergl. Niethard, S. 45).
Zu b): Auch hierfür gibt es eine Reihe möglicher Interpretationen. Erwartet man eine kontinuierliche Reihenfolge, so beruht dies auf der Annahme, daß der Anteil des Körpergewichtes, den L2 trägt, kleiner ist als der von L3 usw.. Es ist die Frage, ob das Körpergewicht tatsächlich immer so quasi "scheibchenweise" aufgehängt ist. Außerdem tritt in diesem Versuch nur die definierte Prüfkraft F auf.
Andere Faktoren, die regelmäßige Einflüsse überspielen können und zum Teil auch für die Seitendifferenzen mitverantwortlich sind, bestehen in der unterschiedlichen Beschaffenheit der Oberfläche des Zwischengelenkstücks (vergl. 3.2.2): Krümmungen, Rauhigkeiten, Unebenheiten der Oberfläche können plastische Verformungen der Dehnungsmeßstreifen bewirken, die den einen Meßstreifen mehr als den anderen betreffen, inter- und intraindividuell verschieden, im Einzelfall weder quantitativ voraussagbar noch reproduzierbar sind und somit das Meßsignal eines

Dehnungsmeßstreifens Unabwägbarkeiten unterwerfen. Hinzu kommt, daß sich die Klebeposition eines Dehnungsmeßstreifens nicht mit letzter Sicherheit standardisieren läßt. Dies erklärt unseres Erachtens die bei den einzelnen Versuchen unterschiedliche Reihenfolge.

Auf einen weiteren Grund, der die Interartikularportion L5 bei der angewandten Meßmethode benachteiligt, hat Niethard hingewiesen. Er zeigt zunächst - wie bereits erwähnt - daß der Durchmesser der Interartikularportion von kranial nach kaudal zunimmt. Der Durchmesser zwischen dem antero-lateralen und dem posteromedialen Schenkel des Zwischengelenkstücks beträgt z. B. bei L3 9,5 mm und bei L5 10,8 mm (S. 46). Ein geringerer Querschnitt aber, so folgert er weiter, läßt - bei gleicher axialer Kompression - größere Verformungen der Oberfläche zu, die ja von den Dehnungsmeßstreifen gemessen werden (S. 55).

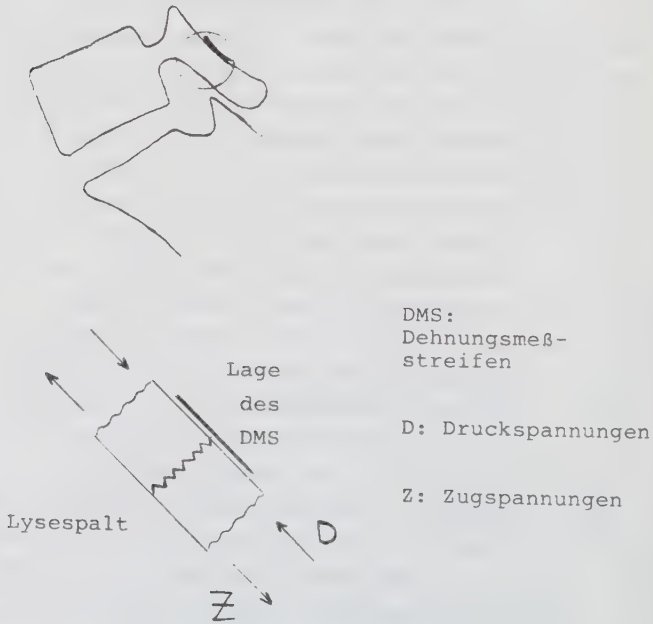
Die Richtigkeit dieser Überlegung ergibt sich aus dem Hooke'schen Gesetz: Die mechanische Nennspannung $\sigma_n = \frac{F}{A_o}$ (F = Prüfkraft, A_o = Probenquerschnitt) ist mit der elastischen Dehnung $\varepsilon = \varepsilon_{el} = \frac{\Delta l}{A_o}$ durch das Hooke'sche Gesetz linear verknüpft: $\sigma_n = E\ \varepsilon_{el}$. (E = Elastizitätsmodul). Daraus folgt: $\varepsilon_{el} = \frac{\sigma_n}{E} = \frac{1}{E}\frac{F}{A_o}$. D. h. : Die Dehnung ist dem Probenquerschnitt umgekehrt proportional (vergl. Macherauch 1970). Diese Überlegung erklärt auch vereinzelte Stauchungsspitzen von Zwischengelenkstücken höherer Segmente. Allerdings zeigt Niethard an anderer Stelle (S. 37), daß der Facettenneigungswinkel mit zunehmender Höhe an Steilheit gewinnt, die Gelenkfacetten also zunehmend mehr in die Sagittalebene eingestellt sind: bei L3 z. B. 59° und bei L5 35°. Dies müßte aber einer vermehrten Beanspruchung gleichkommen.

Welcher der beiden Einflüsse den anderen überwiegt, kann hier nicht entschieden werden. Vor diesem Hintergrund erscheint aber die Tatsache bemerkenswert, daß schon bei geringen Kräften die Stauchung der Interartikularportion L5 unter jeder Bedingung als am höchsten gemessen wurde. Dies spricht für eine hohe

mechanische Beanspruchung des Zwischengelenkstücks L5, die zudem bei lordosierender Belastung überproportional ansteigt.

5 DISKUSSION

Die Wertigkeit der Versuchsergebnisse im Vergleich mit den Resultaten anderer Untersucher ist bereits in Kapitel 4 erörtert worden. Hier soll ihre Bedeutung im Hinblick auf die Spondylolyseentstehung besprochen werden. An dieser Stelle ist noch auf einen grundsätzlichen Sachverhalt hinzuweisen. Die Dehnungsmeßstreifen wurden auf die dorsale Oberfläche der Interartikularportion geklebt (vergl. 3.2.2) und maßen dort Stauchungen, d. h. Druckbeanspruchungen. Wenn die Spondylolyse aber eine Fraktur ist, kann sie als solche nur durch Zugbeanspruchung verursacht werden.
Wie in Kapitel 3.1 ausgeführt, wird das Zwischengelenkstück im Sinne einer Biegebeanspruchung belastet, d. h. (vergl. folgende Skizze) die Fasern der cranio-



dorsalen Oberfläche werden verkürzt, die der caudoventralen Oberfläche verlängert; craniodorsal herrschen Druck-, caudoventral Zugspannungen. Die Druckspannungen konnten als Stauchungen gemessen werden. An einem intakten Knochen-Bänder-Präparat der Lendenwirbelsäule ist es nicht möglich, Dehnungsmeßstreifen auf die untere Oberfläche der Interartikularportion zu kleben, wohl aber am einzelnen Wirbel. Tut man dies, mißt man unten Zugspannungen - Dehnungen (Suezawa und Jacob 1981, S. 32ff.).

Die Messung von Stauchungen an der Oberfläche des Zwischengelenkstücks beweist demnach eine Biegebeanspruchung, die geeignet ist, zu einer Fraktur zu führen. Nähme man an, an beiden Oberflächen der Interartikularportion herrschten Druckspannungen, müßte man eine verursachende Kraft in Längsrichtung des unteren Gelenkfortsatzes postulieren. Das aber ist biomechanisch unmöglich.

So bleibt noch einmal festzuhalten: Die Beanspruchung des Zwischengelenkstücks L5, die die höchste aller Lendenwirbel ist, nimmt in Lordose überproportional zu. Diese Tendenz ist schon bei geringen Kräften erkennbar. Daraus ist zu folgern, daß der Hyperlordosierung der Lendenwirbelsäule unter axialer Belastung, unter Umständen mit gleichzeitiger Torsion, ein besonderer Stellenwert für die Genese der Spondylolyse einzuräumen ist.

Die Torsion beeinträchtigt die Interartikularportionen zusätzlich. Auf der Seite der Drehung führt sie zu einer Stauchung, auf der gegenüberliegenden zu einer Dehnung. Diese Längenänderungen addieren sich zu den durch die Lordosierung vorgegebenen Stauchungen (Niethard 1981, S. 53f.). Auch auf diese Art können möglicherweise einseitige Spondylolysen entstehen (vergl. 4.3 Punkt 4).

Bei Leistungssportlern bestimmter Disziplinen ist die Konstellation "Hyperlordosierung plus Torsion" gegeben (vergl. 2.4). Dort treten von vorn herein hohe Kräfte auf, die intermittierend und rhythmisch ohne Erholungsphase auf die Interartikularportion

einwirken. Ein solcher ständiger Lastwechsel zwischen Stauchung und Dehnung, verbunden mit Belastungsspitzen in extremer Lordosierung, könnte Umbauvorgänge auslösen und damit Ermüdungsbrüche hervorrufen, die dann auch nach dem für die Spondylolyseentstehung typischen Alter und wohl auch bei zuvor gesundem Zwischengelenkstück auftreten können. Besteht dagegen eine Strukturschwäche, ist das Zwischengelenkstück durch genetische Determination dysplastisch präformiert, oder liegen Übergangs- oder dysraphische Störungen vor, so können schon physiologische Kräfte eine Kontinuitätstrennung der Interartikularportion bewirken. Zusammen mit anderen Faktoren kann dies bereits im Kindesalter der Fall sein:
Bei Kindern entsteht die Spondylolyse vorzugsweise im Alter zwischen 1 und 6 Jahren (Pfeil 1971); bis zum Alter von 10 Jahren sind in der Regel alle kindlichen Spondylolysen eingetreten (Rempe 1955, Töndury 1955, Brocher 1980, Zippel 1980). Die Lyse erscheint erst, nachdem das Kind laufen gelernt hat (vergl. 2.4), d. h. nach Ausbildung einer zunächst noch physiologischen Hyperlordosierung, da die Hüften noch nicht voll gestreckt werden können (Newman 1963). Das Bewegungsmuster ist noch unkoordiniert (Niethard, S. 62; Newman spricht von "toddling"), die Rücken- und Bauchmuskulatur ist weniger zu Dauerleistungen befähigt und kann somit das Biegemoment in der Interartikularportion nur unzureichend reduzieren (Suezawa und Jacob, S. 87). Hinzu kommt, daß bei Kindern der Wirbelbogen im Dornfortsatzbereich noch Knorpelverbindungen enthält, also biomechanisch eine Spina bifida simuliert, was die Gefährdung der Interartikularportion erhöht (Töndury 1955; Suezawa und Jacob, S. 91). Schließlich können sich bis zur Aufrichtungsphase die Facetten der Wirbelbogengelenke bereits von der Frontal- in die Sagittalebene eingestellt haben (Lutz 1967).
Diese Charakteristika des frühen Kindesalters erhöhen zusätzlich die Bruchgefahr. Unsere Ergebnisse sind somit in die Reihe derjenigen einzuordnen, die

die Spondylolyse als Endzustand eines Ermüdungsbruchs auffassen; mit den Einschränkungen, die Wiltse et al. 1975 getroffen haben (vergl. 2.4).

6 ZUSAMMENFASSUNG

In einer eigens hierfür konstruierten Versuchseinrichtung werden fünf Lendenwirbelsäulen Erwachsener axialer Belastung in Neutralstellung, sowie kyphosierender und lordosierender Belastung unterzogen. Die Dehnung der Interartikularportion wird hierbei von L2 bis L5 mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen gemessen. Ergebnisse:

1. Die Interartikularportion wird fast immer gestaucht. (Ausnahme: die kyphosierende Belastung der Versuche 3, 4 und 5; hier wird sie gedehnt.)

2. Mit zunehmender axialer Belastung nimmt die Stauchung der Interartikularportion bei jeder Belastungsart zu. (Bei Versuch 3, 4 und 5 nimmt in Kyphose die Dehnung zu.)

3. Bei lordosierender Belastung ist die Stauchung höher als in Neutralstellung; am geringsten ist sie in Kyphose.

4. Die Stauchung der Interartikularportion L5 ist höher als die aller anderen Wirbelbögen. Dies ist bei jeder Belastungsart und schon bei geringen Kräften der Fall.

Die Wertigkeit dieser Ergebnisse für die mechanische Beanspruchung des Zwischengelenkstücks wird im Vergleich mit den Resultaten anderer Autoren erörtert; ihre Bedeutung für die Spondylolyseentstehung wird diskutiert. Die Spondylolyse wird als Endzustand eines Ermüdungsbruchs aufgefaßt.

7 SCHRIFTTUM

Arct, W.: Ein Beitrag zur Ätiologie der Spondylolyse und Spondylolisthesis. Z. Orthop. 118 (1980), 457 - 458

Bozdech, Z.: Die Spondylolyse der jugendlichen Turner. Z. Orthop. 118 (1980), 448

Brauer, W.: Beitrag zur Kasuistik der Kontorsionistenschäden. Z. Orthop. 86 (1955), 140 - 148

Brauer, W.: Wirbelsäulenschäden bei "Klischnigg"-Kontorsionisten. Z. Orthop. 93 (1961), 46 - 51

Breitenfelder, J., A. Embacher: Kann die Hüftgelenksarthrodese eine Spondylolyse im lumbosacralen Übergangsbereich verursachen? Z. Orthop. 118 (1980), 460

Brocher, J. E. W., H.-G. Willert: Differentialdiagnose der Wirbelsäulenerkrankungen. 6. Auflage, Thieme, Stuttgart 1980

Claes, L., H. Gerngroß: Biomechanische Untersuchungen mit Dehnungsmeßstreifen zur Änderung der Beanspruchungsverhältnisse am Oberschenkelknochen nach operativer Versorgung mit Schalenprothesen. Messtechnische Briefe 17 (1981), 30 - 34

Cyron, B. M., W. C. Hutton, J. D. G. Troup: Spondylolytic Fractures. J. Bone Jt Surg. 58-B (1976), 462 - 466

Cyron, B. M., W. C. Hutton: The Fatigue Strength of the Lumbar Neural Arch in Spondylolysis. J. Bone Jt Surg. 60-B (1978), 234 - 238

Eisenstein, S.: Spondylolysis. A Skeletal Investigation of two Population Groups. J. Bone Jt Surg. 60-B (1978), 488 - 494

Groher, W.: Spondylolyse als endogener und exogener Schaden des Isthmus. Klinische und experimentelle Untersuchung. Z. Orthop. 118 (1980), 439 - 443

Härle, A., G. Hitzler: Die Häufigkeit der Spina bifida occulta und ihre ätiologische Bedeutung bei der Spondylolisthesis. Z. Orthop. 118 (1980), 466

Hoffmann-Daimler, S.: Die Spondylolisthese aus der Sicht mechanischer Funktionen. In: Bücherei des Orthopäden, Bd. 3, (1969), 199 - 203

Hoffmann, K.: Grundlagen der Dehnungsmeßstreifentechnik: Die Anwendung der Wheatstone'schen Brückenschaltung. Überarbeiteter Nachdruck, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt 1974

Hutton, W. C., J. R. R. Stott, B. M. Cyron: Is Spondylolysis a Fatigue Fracture? Spine 2 (1977), 202 - 209

Hutton, W. C., B. M. Cyron: Spondylolysis. The Role of the Posterior Elements in Resisting the Intervertebral Compressive Force. Acta orthop. scand. 49 (1978), 604 - 609

Krämer, J., H. Brenner: Gefahren für die Wirbelsäule beim Gewichtheben. Orthop. Praxis 14 (1978), 43 - 45

Krenz, J., J. D. G. Troup: The Structure of the Pars Interarticularis of the Lower Lumbar Vertebrae and its Relation to the Etiology of Spondylolysis. J. Bone Jt Surg. 55-B (1973), 735 - 741

Lamy, C., A. Bazerguin, H. Kraus, H. F. Farfan: The Strength of the Neural Arch and the Etiology of Spondylolysis. Orthop. Clin. N. Amer. 6 (1975), 215 - 231

Lin, H. S., Y. K. Liu, K. H. Adams: Mechanical Response of the Lumbar Intervertebral Joint under Physiological (Complex) Loading. J. Bone Jt Surg. 60-A (1978), 41 - 55

Luther, R., H. Legal: Spondylolyse durch Leistungssport? Orthop. Praxis 11 (1975), 50 - 55

Lutz, G.: Die Entwicklung der kleinen Wirbelgelenke. Z. Orthop. 104 (1967), 19 - 27

Macherauch, E.: Praktikum in Werkstoffkunde. Vieweg, Braunschweig 1970

Merki, A.: Posttraumatische Spätspondylolyse L4 nach Kompressionsfraktur des 11. und 12. Brustwirbels. Z. Orthop. 105 (1969), 433 - 435

Meyer-Burgdorff, H.: Untersuchungen zur Ätiologie des Wirbelgleitens. Bruns Beitr. z. klin. Chir. 151 (1931), 386 - 394

Mosimann, P.: Die Histologie der Spondylolyse. Arch. orthop. Unfall-Chir. 53 (1961), 264 - 285

Nathan, H.: Spondylolysis. Its Anatomy and Mechanism of Development. J. Bone Jt Surg. 41-A (1959), 303 - 320

Newman, P. H.: The Etiology of Spondylolisthesis. J. Bone Jt Surg. 45-B (1963), 39 - 59

Niethard, F. U.: Morbus Scheuermann und Spondylolyse. Z. Orthop. 118 (1980), 462

Niethard, F. U.: Die Form-Funktionsproblematik des lumbosakralen Übergangs. Hippokrates, Stuttgart 1981 (= Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 90)

Oe, Y.: The electron microscopic studies of the defected parts in the neural arch in spondylolysis. Nippon Ika Daigaku Zasshi (= Journal of the nippon medical school), Tokyo 48 (6) (1981), 747 - 756

Pfeil, E.: Experimentelle Untersuchungen zur Frage der Entstehung der Spondylolyse. Z. Orthop. 109 (1971), 231 - 238

Rambaud, A., Ch. Renault: Sur l'origine et développement des os. Chamerot, Paris 1864 (zitiert nach Zippel 1980)

Raynal, L., M. Collard, S. Elbanna: Contribution à l'étude de la spondylolyse traumatique. Acta orthop. belg. 43 (1977), 653 - 659

Rempe, W.: Über sagittale Sakralisationszustände an den unteren Lendenwirbeln und ihre Bedeutung für die Entstehung von Spondylolyse und Spondylolisthesis. Z. Orthop. 85 (1955), 237 - 246

Rombold, C.: Spondylolysis: A Complication of Spine Fusion. J. Bone Jt Surg. 47-A (1965), 1237 - 1242

Rompe, G., J. Dreyer: Wirbelsäulenschäden bei Speerwerfern. Z. Orthop. 110 (1972), 745 - 746

Rompe, G., H. Krahl: Spondylolyse durch Leistungssport - Sporttauglichkeit bei Spondylolyse. Orthop. Praxis 11 (1975), 219 - 223

Rosenberg, N. J., W. L. Bargar, B. Friedman: The Incidence of Spondylolysis and Spondylolisthesis in Nonambulatory Patients. Spine 6 (1981), 35 - 38

Schlüter, K.: Form und Struktur des normalen und pathologisch veränderten Wirbels. Hippokrates, Stuttgart 1965 (= Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 30)

Schmitt, E., A. Engelhardt: Versuche zur Ätiologie der Spondylolisthesis. Z. Orthop. 118 (1980), 454 - 455

Schöllner, D.: Schwere traumatische Spondylolisthesis bei Erwachsenen. Z. Orthop. 118 (1980), 458

Schreiber, A.: Spondylolisthesis und Trauma. Z. Orthop. 112 (1974), 165 - 168

Schwerdtner, H. P., N. Fohler, E. Schmitt: Vorschädigung oder Sportschaden der Wirbelsäule bei Hochleistungssportlern im Kunstturnen? Sportarzt u. Sportmed. 10 (1976), 155 - 166

Shah, J. S., W. G. J. Hampson, M. I. V. Jayson: The Distribution of Surface Strain in the Cadaveric Lumbar Spine. J. Bone Jt Surg. 60-B (1978), 246 - 251

Steinbrück, K., H. Krahl, G. Rompe: Bedeutung mechanischer Faktoren bei der Entstehung der Spondylolyse (Untersuchung an Leistungssportlern) Z. Orthop. 118 (1980), 456 - 457

Steinbrück, K., H. W. Springorum: Kontorsionisten und Wettkampfgymnasten - erworbene Hypermobilität. Z. Orthop. 118 (1980), 751 - 760

Suezawa, Y., H. A./C. Jacob: Zur Ätiologie der Spondylolisthesis. Hippokrates, Stuttgart 1981 (= Die Wirbelsäule in Forschung und Praxis, Bd. 94)

Taillard, W.: Klassifizierung der Spondylolisthesen. Z. Orthop. 118 (1980), 429 - 434

Thümler, P., W. Hupfauer: Spondylolisthesis und Trauma. Z. Orthop. 118 (1980), 459

Töndury, G.: Anatomische Betrachtungen zur Entwicklung des Lendenwirbelsäulen-Kreuzbeingebietes mit besonderer Berücksichtigung der Spondylolisthesis. Hefte z. Unfallheilk. 48 (1955), 124 - 131

Wertzberger, K. L., H. A. Peterson: Acquired Spondylolysis and Spondylolisthesis in the Young Child. Spine 5 (1980), 437 - 442

Wiltse, L. L.: The Etiology of Spondylolisthesis. J. Bone Jt Surg. 44-A (1962), 539 - 560

Wiltse, L. L., E. H. Widell, D. W. Jackson: Fatigue Fracture: The Basic Lesion in Isthmic Spondylolisthesis. J. Bone Jt Surg. 57-A (1975), 17 - 22

Zippel, H., H. Runge: Pathologische Anatomie und Pathogenese von Spondylolyse und Spondylolisthesis im Kindesalter. Z. Orthop. 114 (1976), 189 - 201

Zippel, H.: Wirbelgleiten im Lendenbereich. Johann Ambrosius Barth, Leipzig 1980

8 ANHANG

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

DEHNUNGSMESSUNGEN AN DER INTERARTIKULARPORTION
Versuche zur Ätiologie der Spondylolyse

in der Orthopädischen Universitätsklinik
Friedrichsheim
unter Leitung von und mit Unterstützung durch
Prof. Dr. E. Schmitt
ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät bzw. Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Vorliegende Arbeit wird nicht veröffentlicht.

Frankfurt, den 31. 3. 1983

Frank Weber

Frank Weber
6070 Langen
Gabelsbergerstraße 42

Mein Lebenslauf

Geburtstag: 13. 5. 1959 in Darmstadt

Berufe der Eltern:
Vater: Prof. Dr.-Ing. Günter Weber
Mutter: Irmgard Weber, Hausfrau

Abitur: 20. 6. 1977 am mathematisch-naturwissenschaftlichen Zweig der Oberstufe des Dreieichgymnasiums in Langen

Hochschule: seit dem Wintersemester 1977/78 Studium der Humanmedizin an der Johann Wolfgang Goehte-Universität Frankfurt am Main

Staatsexamen: 31. 10. 1983 in Frankfurt

Frank Weber

A b s t r a c t

Weber, Frank:

DEHNUNGSMESSUNGEN AN DER INTERARTIKULARPORTION - Versuche zur Ätiologie der Spondylolyse

In einer eigens hierfür konstruierten Versuchseinrichtung werden fünf Lendenwirbelsäulen Erwachsener axialer Belastung in Neutralstellung, sowie kyphosierender und lordosierender Belastung unterzogen. Die Dehnung der Interartikularportion wird hierbei von L2 bis L5 mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen gemessen. Ergebnisse:

1. Die Interartikularportion wird fast immer gestaucht. (Ausnahme: die kyphosierende Belastung der Versuche 3, 4 und 5; hier wird sie gedehnt.)
2. Mit zunehmender axialer Belastung nimmt die Stauchung der Interartikularportion bei jeder Belastungsart zu. (Bei Versuch 3, 4 und 5 nimmt in Kyphose die Dehnung zu.)
3. Bei lordosierender Belastung ist die Stauchung höher als in Neutralstellung; am geringsten ist sie in Kyphose.
4. Die Stauchung der Interartikularportion L5 ist höher als die aller anderen Wirbelbögen. Dies ist bei jeder Belastungsart und schon bei geringen Kräften der Fall.

Die Messung von Stauchungen an der dorsalen Oberfläche der Interartikularportion zeigt, daß sie einer Biegebeanspruchung ausgesetzt ist, die durch lordosierende axiale Belastung und durch Torsion verstärkt wird. Dieses Biegemoment kann zur Fraktur führen. Eine gesunde Interartikularportion hält der Belastung stand, es sei denn, die Beanspruchung ist außerordentlich hoch, wie dies bei bestimmten sportlichen Disziplinen der Fall ist. Eine Spondylolyse kann sich dann im Erwachsenenalter entwickeln. Ist die Interartikularportion dysplastisch präformiert, genügen physiologische Kräfte, wie sie bereits im Kindesalter auftreten können. Die Spondylolyse wird demnach als Endzustand eines Ermüdungsbruchs gedeutet.

Druck und Verarbeitung: copy shop, darmstadt, tel. 21353